

Samuli Rantanen

# **Kiihtyvyyssanturien soveltuvuus henkilövaakaan integroituihin ballistokardiografisiin mittauksiin**

Diplomityö

Espoo 26. marraskuuta 2012

Valvoja: Prof. Mervi Paulasto-Kröckel

Ohjaajat: FT Marika Juppo, TkT Markus Turunen

AALTO-YLIOPISTO  
SÄHKÖTEKNIIKAN KORKEAKOULU

DIPLOMITYÖN  
TIIVISTELMÄ

Tekijä: Samuli Rantanen

Työn nimi: Kiihtyvyyssanturien soveltuvuus henkilövaakaan integroituihin  
ballistokardiografisiin mittauksiin

Päivämäärä: 26.11.2012

Kieli: Suomi

Sivumäärä: 8 + 100

Elektroniikan laitos

Professuuri: Bioadaptiivinen tekniikka

Koodi: S-113

Valvoja: Prof. Mervi Paulasto-Kröckel

Ohjaajat: FT Marika Juppo, TkT Markus Turunen

Ballistokardiografia (BKG) on mittausmenetelmä, jolla havaitaan sydämen ja verenkiertoelimistön aiheuttamia mekaanisia voimia kehossa. Se mahdollistaa sydämen toiminnan rajoitetun seurannan sekä iskuilavuuden ja fyysisen kunnon arvioinnin helpolla ei-invasiivisella mittauksella. Ballistokardiografian tehokas hyödyntäminen edellyttää säännöllisesti toistettavia mittauksia, joiden käytännön toteuttamista helpottaa pienikokoisten kotikäyttöön soveltuvien mittalaitteiden kehittäminen.

Yksi vaihtoehto kompaktin BKG-mittalaitteen kehittämiseen on henkilövaakaan integroitu kiihtyvyyssanturi, jolla voidaan mitata vaa'an päällä seisovan käyttäjän kehosta vaakaan kytkeytyviä mekaanisia voimia. Ballistokardiografiset voimat ovat heikkoja, joten niiden erottamiseen tarvitaan herkkiä antureita. Tässä diplomityössä selvitettiin eräiden VTI Technologies Oy:n kapasitiivisten MEMS-kiihtyvyyssanturien soveltuvuutta henkilövaa'alla suoritettaviin ballistokardiografisiin mittauksiin.

Työssä kehitettiin tavalliseen henkilövaakaan ja siihen kiinnitettyihin kiihtyvyyssantureihin perustuva mittalaitteisto, jolla voidaan rekisteröidä vaa'alla seisovan henkilön ballistokardiografista signaalia. Laitteistoa kehitettäessä verrattiin erilaisten vaakatyyppejen ja anturin kiinnitysratkaisujen vaikutusta laitteiston suorituskykyyn. Valmista laitteistoa testattiin koehenkilöillä suoritetuilla mittauksilla, joissa selvitettiin ballistokardiografiaan perustuvan sykemittauksen ja fyysisen kunnon määrittämisen luotettavuutta. Tulosten perusteella voitiin arvioida VTI:n kiihtyvyyssanturien suorituskyvyn riittävän ballistokardiografisten mittausten tekemiseen henkilövaa'alla seisovalta henkilöltä.

Avainsanat: Ballistokardiografia, BKG, kiihtyvyyssanturi, iskuilavuus, henkilövaaka

AALTO UNIVERSITY  
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

ABSTRACT OF THE  
MASTER'S THESIS

Author: Samuli Rantanen

Title: The capability of accelerometers in ballistocardiographic measurements on personal scales

Date: 26.11.2012

Language: Finnish

Number of pages: 8 + 100

Department of Electronics

Professorship: Bioadaptive technology

Code: S-113

Supervisor: Prof. Mervi Paulasto-Kröckel

Instructors: Ph.D Marika Juppo, D.Sc (Tech.) Markus Turunen

Ballistocardiography (BCG) is a method used to observe mechanical forces in the body caused by the heart and the blood circulation. It enables the monitoring of the heart as well as the estimation of the stroke volume and the physical condition by a non-invasive measurement. Utilizing the ballistocardiography efficiently requires regularly repeated measurements which are facilitated by compact devices developed for home use.

A compact BCG measuring device can for instance be designed by integrating accelerometers in personal scales. In this setup the accelerometers measure physical forces coupled to the scales from the body of the user. Ballistocardiographic forces are weak and hence the accuracy of the accelerometers used must be high. This Master's thesis examines the capability of the capacitive MEMS accelerometers produced by VTI Technologies Oy to perform ballistocardiographic measurements on personal scales.

A measuring system was compiled by attaching accelerometers to an ordinary personal scale allowing the registration of the BCG signal of a person standing on it. To develop the device, different types of scales and different accelerometer attachment alternatives were compared to evaluate their influence on the performance of the measuring system. The completed device was tested by performing measurements on test persons to identify the reliability of the heart rate measurement and the assessment of the physical condition. Based on the results, VTI's accelerometers were characterized as adequate to accomplish ballistocardiographic measurements in a standing position on personal scales.

Keywords: Ballistocardiography, BCG, accelerometer, stroke volume, personal scale

## Alkusanat

Tämä diplomityö on tehty VTI Technologies Oy:lle. Työn aihe on ollut kiinnostava ja antoisa, mutta samalla haastava, siis sellainen kuin hyvän diplomityöaiheen kuuluukin olla. Haluan esittää kiitokseni yritykselle sen tarjoamasta mahdollisuudesta tämän työn tekemiseen. Haluan myös kiittää työni ohjaajia, Marika Juppoa avusta työn ideoinnissa ja käytännön toteutuksessa koko työn aikana sekä monista hyvistä ehdotuksista työn parantamiseksi, ja Markus Turusta runsaasta asiantuntevasta ja rakentavasta palautteesta työn eri vaiheissa. Lisäksi haluan kiittää työn valvojaa professori Mervi Paulasto-Kröckeliä avusta diplomityön aloittamisesta. Kiitokset kuuluvat myös kaikille VTI:llä pienissä ja suuremmissakin työhön liittyvissä asioissa auttaneilla.

Viimeiset ja tärkeimmät kiitokset säästän läheisilleni ja erityisesti Susannelle. Kaikki häneltä saamani tuki ja kannustus on ollut korvaamatonta niin tämän työn valmistumisen kannalta kuin työn ulkopuolellakin. Tack Susanne!

Espoo, 22.11.2012

Samuli Rantanen

# Sisällysluettelo

<b>Alkusanat.....</b>	<b>iv</b>
<b>Sisällysluettelo .....</b>	<b>v</b>
<b>Symbolit ja lyhenteet .....</b>	<b>vii</b>
<b>1 Johdanto .....</b>	<b>1</b>
<b>2 Sydän ja ballistokardiografia .....</b>	<b>4</b>
2.1 Sydämen rakenne ja toiminta.....	4
2.1.1 Sydämen ja verenkierron anatomia.....	4
2.1.2 Sydänlihaksen toiminta.....	6
2.1.3 Elektrokardiografia .....	7
2.1.4 Sydämen toimintakierto .....	9
2.1.5 Sydämen pumppausteho .....	10
2.2 Ballistokardiografia .....	12
2.2.1 Ballistokardiografian historiaa.....	12
2.2.2 Ballistokardiografian fysikaalinen periaate .....	13
2.2.3 Ballistokardiogrammi .....	14
2.2.4 Ballistokardiografian haasteet.....	18
2.2.5 Ballistokardiografian sovellukset .....	19
2.2.6 Mittaukseen käytettyjä ratkaisuja .....	21
<b>3 Kiihtyvyysanturit .....</b>	<b>23</b>
3.1 MEMS-kiihtyvyysanturit .....	23
3.2 Kiihtyvyysanturin rakenne ja toiminta .....	24
3.2.1 Kapasitiivinen anturielementti .....	24
3.2.2 Kiihtyvyyden mittausta.....	26
3.2.3 ASIC-piiri .....	27
3.2.4 Inklinometrit .....	28
3.2.5 Ulostulosignaalien differentiaalinen mittausta .....	28
3.3 Kiihtyvyysanturien sovelluksia.....	29
3.3.1 Autoteollisuus .....	30
3.3.2 Kulutuselektronikka.....	30
3.3.3 Terveysteknologia.....	30
3.3.4 Työkoneet ja mittainstrumentit.....	31
3.3.5 Ilmailuteollisuus.....	31
<b>4 Mittalaitteiston toteutus .....</b>	<b>32</b>
4.1 Käytettävät kiihtyvyysanturit.....	32
4.1.1 SCA103T-kiihtyvyysanturit.....	32
4.1.2 SCA100T-kiihtyvyysanturit.....	34
4.1.3 SCA121T-moduulit .....	35
4.2 Mittapiiri .....	36
4.2.1 Piirikaavio.....	36
4.2.2 Piirilevy.....	37
4.3 Henkilövaakatyypit .....	38
4.3.1 Jousivaaka.....	38
4.3.2 Digitaalivaaka .....	39
4.3.3 Vaakatyypin valinta .....	40

4.4	Kiinnitysmekaniikka .....	41
4.4.1	SCA121T-moduulin kiinnitys .....	42
4.4.2	SCA103T/SCA100T-mittapiirin kiinnitys .....	42
4.4.3	Anturien sijoittelu .....	43
4.4.4	Mittapiirin lopullinen kiinnitys .....	43
4.5	EKG-referenssimittaus .....	45
4.6	Valmis mittalaitteisto .....	46
4.7	Käyttöliittymä ja digitaalinen signaalinkäsittely .....	48
4.8	Häiriöt ja virhelähteet .....	50
4.8.1	Sähköiset häiriöt .....	50
4.8.2	Mekaaniset häiriöt .....	51
<b>5</b>	<b>Mittaukset ja analyysi .....</b>	<b>54</b>
5.1	Mittaukset .....	54
5.1.1	Mittausasetelma .....	54
5.1.2	Hengityksen vaikutus .....	55
5.1.3	Koehenkilöt .....	55
5.1.4	Mittaustapahtuma .....	56
5.2	Numeerinen analyysi .....	56
5.2.1	Mittausdatan esikäsittely ja valinta .....	57
5.2.2	Sykkeentunnistuskky .....	58
5.2.3	Havaitun sykevoimakkuuden yhteys fyysiseen kuntoon .....	61
<b>6</b>	<b>Mittaustulosten tarkastelu .....</b>	<b>63</b>
6.1	Sykkeentunnistuksen luotettavuus .....	63
6.2	Fyysisen kunnon mittaaminen .....	65
6.3	Johtopäätökset ja kehitysmahdollisuudet .....	68
<b>7</b>	<b>Yhteenveto .....</b>	<b>71</b>
	<b>Lähteet .....</b>	<b>72</b>
	<b>Liite A: Mittapiirin piirikaavio .....</b>	<b>78</b>
	<b>Liite B: Piirilevyn kuparivedot .....</b>	<b>79</b>
	<b>Liite C: Piirilevyn komponenttien sijoittelu .....</b>	<b>80</b>
	<b>Liite D: Piirilevypohjan komposiittikaavio .....</b>	<b>81</b>
	<b>Liite E: Käyttöliittymän LabVIEW-lähdekoodi .....</b>	<b>82</b>
	<b>Liite F: Koehenkilöiden tiedot .....</b>	<b>83</b>
	<b>Liite G: Koehenkilöiden mittausdatan kuvaajat .....</b>	<b>84</b>
	<b>Liite H: Mittauksissa havaitut sykemäärät .....</b>	<b>94</b>
	<b>Liite I: BKG-signaalin sykepulssien amplitudit .....</b>	<b>95</b>

## Symbolit ja lyhenteet

### Symbolit

$\varepsilon$	permittiivisyys [F/m]
$A$	pinta-ala [ $\text{m}^2$ ]
$a$	kiihtyvyys [ $\text{m/s}^2$ ]
$a_k$	kehon kiihtyvyys [ $\text{m/s}^2$ ]
$a_{\text{kok}}$	kehon ja mitta-alustan muodostaman kokonaismassan kiihtyvyys [ $\text{m/s}^2$ ]
$a_s$	kehon sisäisten liikkuvien massojen kiihtyvyys [ $\text{m/s}^2$ ]
$b$	vaimennuskerroin [Ns/m]
$C$	kapasitanssi [F]
$d$	välimatka [m]
$F$	voima [N]
$F_k$	kehon liikkuviin sisäisiin massoihin kohdistama voima [N]
$F_s$	kehon sisäisten liikkuvien massojen kehoon kohdistama voima [N]
$g$	Maan painovoiman normaaliputoamiskiihtyvyys ( $g = 9,80665 \text{ m/s}^2$ )
$h$	henkilön pituus [m]
$k$	jousivakio [N/m]
$KA$	kuntoarvio
$m$	massa [kg]
$m_k$	kehon massa [kg]
$m_{\text{kok}}$	kehon ja mitta-alustan muodostama kokonaismassa [kg]
$m_s$	kehon sisäinen liikkuva massa [kg]
$n$	lukumäärä
$N_{\text{BKG}}$	BKG:lla havaittu sykemäärä
$N_{\text{EKG}}$	EKG:lla havaittu sykemäärä
$r$	Pearsonin korrelaatiokerroin
$t$	aika [s]
$V_a$	sykepulssin ala-amplitudi [V]
$V_{pp}$	sykepulssin huipusta huippuun ( <i>peak-to-peak, pp</i> ) -amplitudi [V]
$V_y$	sykepulssin ylä-amplitudi [V]
$v_k$	kehon nopeus [m/s]
$v_{\text{kok}}$	kehon ja mitta-alustan muodostaman kokonaismassan nopeus [m/s]
$v_s$	kehon sisäisten liikkuvien massojen nopeus [m/s]
$x$	poikkeama, siirtymä [m]
$x_k$	kehon siirtymä [m]
$x_{\text{kok}}$	kehon ja mitta-alustan muodostaman kokonaismassan siirtymä [m]
$x_s$	kehon sisäisten liikkuvien massojen siirtymä [m]

### Lyhenteet

ABS	lukkiutumaton jarrujärjestelmä ( <i>Anti-lock Braking System</i> )
AHRS	asennon ja suunnan referenssijärjestelmä ( <i>Attitude Heading Reference System</i> )
ASCII	eräs tietokoneiden merkistö ( <i>American Standard Code for Information Interchange</i> )

ASIC	sovelluskohtainen integroitu mikropiiri ( <i>Application Specific Integrated Circuit</i> )
BIA	biosähköinen impedanssianalyysi ( <i>Bioelectrical Impedance Analysis</i> )
BKG	ballistokardiografia, ballistokardiogrammi ( <i>Ballistocardiography, ballistocardiogram, BCG</i> )
BMI	painoindeksi ( <i>Body Mass Index</i> )
BNC	yleinen koaksiaalikaapeliin liittintyyppi ( <i>Bayonet Neill–Concelman</i> )
CO	minuuttitulavuus ( <i>Cardiac Output</i> )
DAQ	tiedonkeräin, datankeräin ( <i>Data AcQuisition system</i> )
DC	tasavirta ( <i>Direct Current</i> )
ECS	elektroninen jousitusjärjestelmä ( <i>Electronically Controlled Suspension</i> )
EDV	diastolinen jäännöstilavuus ( <i>End-Diastolic Volume</i> )
EKG	elektrokardiografia, elektrokardiogrammi ( <i>Electrocardiography, Electrocardiogram, ECG</i> )
EPB	elektroninen seisontajarru ( <i>Electronic Parking Brake</i> )
ESC	ajovakauden hallintajärjestelmä ( <i>Electronic Stability Control</i> )
ESV	systolinen jäännöstilavuus ( <i>End-Systolic Volume</i> )
GPS	yleisin satelliittipaikannusjärjestelmä ( <i>Global Positioning System</i> )
HF	korkea taajuus ( <i>High Frequency</i> )
HR	syketaajuus, syke ( <i>Heart Rate</i> )
HSA	mäkilähtöavustin ( <i>Hill Start Assistance</i> )
IIR	eräs suodatintyyppi ( <i>Infinite Impulse Response</i> )
LCD	nestekidenäyttö ( <i>Liquid Crystal Display</i> )
LF	matala taajuus ( <i>Low Frequency</i> )
MDF	puolikova kuitulevy ( <i>Medium-Density Fibreboard</i> )
MEMS	mikroelektromekaaninen järjestelmä ( <i>Micro Electro Mechanical System</i> )
PC	henkilökohtainen tietokone ( <i>Personal Computer</i> )
PWM	pulssinleveysmodulaatio ( <i>Pulse-Width Modulation</i> )
ROV	kaatumissuoja ( <i>Roll Over Sensors</i> )
SI	kansainvälinen yksikköjärjestelmä ( <i>Le Système International d'unités</i> )
SMB	eräs koaksiaalinen liittintyyppi ( <i>SubMiniature version B</i> )
SV	iskutilavuus ( <i>Stroke Volume</i> )
ULF	ultramatala taajuus ( <i>Ultra-Low Frequency</i> )
USB	yleinen lisälaitteiden liitäntäarkkitehtuuri ( <i>Universal Serial Bus</i> )



# 1 Johdanto

Sydän- ja verisuonitaudit ovat yleisin yksittäinen kuolinsyy Euroopan unionin (EU) alueella. Ne aiheuttavat noin 40 % kaikista kuolemantapauksista eli noin 2 miljoonaa tapausta vuosittain. [1] Viimeisten vuosikymmenten aikana sydän- ja verisuonitaukeista kärsivien määrä on tasaisesti kasvanut, vaikka niistä aiheutuvat kuolemantapaukset ovatkin kehittyneiden hoitomenetelmien ansiosta samalla vähentyneet [2]. Sydän- ja verisuonitautien on arvioitu esimerkiksi vuonna 2006 aiheuttaneen EU-maiden terveydenhuoltojärjestelmille noin 110 miljardin euron kustannukset, mikä on yli 220€ vuodessa henkilöä kohti ja vastaa noin 10 % terveydenhuollon kokonaiskustannuksista EU-maissa. Lisäksi sydän- ja verisuonitaudit ovat yksi tavallisimmista pitkäaikaissairauksien ja sairauspoissaolojen syistä. [1] Näin ollen sydän- ja verisuonitautien ehkäiseminen on tehokas keino parantaa väestön hyvinvointia ja vähentää terveydenhuollon kustannuksia.

Sydän- ja verisuonitautien hoidon onnistumisen kannalta olennaista on sairauden diagnosointi varhaisessa vaiheessa, joten uusien edullisten diagnoosimenetelmien ja -välineiden kehittämiseksi on selvää tarvetta. Myös hoidon tehokas seuranta auttaa parantamaan hoitotuloksia. Optimaalisinta olisikin, jos potilas voisi helppokäyttöisellä laitteella itse suorittaa seurantamittauksia kotonaan. Toisaalta sydän- ja verisuonitautien kehittymiseen vaikuttavat lähinnä elämäntavat, kuten tupakointi, alkoholinkäyttö, liikunta ja ravintotottumukset [1], joten sydämen kuntoa mittaavat helppokäyttöiset kotioloihin soveltuvat laitteet voisivat auttaa motivoimaan myös terveitä ihmisiä parantamaan elintapojaan jo ennen varsinaisten sydän- ja verisuonitautien kehittymistä. [2]

Tässä diplomityössä käsitellään ballistokardiografiaa (BKG), joka on yksi mahdollinen vaihtoehto vastata edellä esitettyyn tarpeeseen. Se on sydämen ja verenkiertoelimistön toiminnan mittaamiseen kehitetty menetelmä, joka sai alkunsa 1800-luvun loppupuolella. Ballistokardiografia perustuu sydämen pumppaustoiminnan ja siitä seuraavan verenkierron aiheuttamaan mekaaniseen voimaan ja liikkeeseen, joka välittyy koko kehoon ja voidaan havaita kehon jaksollisena liikkeenä. [3] Tätä liikettä kuvaava käyrä eli ballistokardiogrammi voidaan mitata suhteellisen yksinkertaisilla menetelmillä, potilaalle täysin kivuttomasti, ei-invasiivisesti ja ilman hankalia kehoon kiinnitettäviä elektrodeja, mikä tekee ballistokardiografiasta houkuttelevan menetelmän sydämen kunnon pitkäaikaiseen tarkkailuun. [4]

Ballistokardiografialla voidaan tehdä päätelmiä sydämen pumppausvoimasta ja havaita sydämen toiminnassa ilmeneviä häiriöitä. Tulosten analysointi on kuitenkin osoittautunut haastavaksi, sillä mitattavassa BKG-käyrässä ja sen aaltomuodoissa on huomattavaa vaihtelua terveiden henkilöiden ja myös saman henkilön eri mittausten välillä. [5] Ballistokardiografiaa tutkittiin ja kehitettiin paljon 1900-luvun puolivälissä, mutta mittalaitteiden epäkäytännöllisyyden, tulosten tulkintaan liittyvien epäselvyyksien ja suurten potilaskohtaisten erojen takia se sopi huonosti diagnoosivälineeksi kliiniseen työhön [3]. Tästä johtuen se lähes katosi käytöstä useiden vuosikymmenten ajaksi antaen tilaa uudemmille ja vertailukelpoisempia tuloksia tuottaville menetelmille, kuten elektrokardiografialle (EKG) ja sydämen ultraäänitutkimukselle. Viimeaikainen kehitys erityisesti tietotekniikan ja signaalinkäsittelyn alalla on kuitenkin 1990-luvulta lähtien jälleen lisännyt kiinnostusta ballistokardiografiaa kohtaan, ja sillä on osoitettu saatavan

kliinisesti hyödyllisiä tuloksia erityisesti saman potilaan pitkäaikaisessa seurannassa. [6] [7]

Ballistokardiografian kiinnostavimmat sovelluskohteet liittyvät juuri pitkäaikaiseen seurantaan, jolla sydänsairauksista kärsivän potilaan tai myös täysin terveen henkilön sydämen kuntoa voidaan tarkastella lähes reaaliajassa ja mahdolliset ongelmat havaita jo hyvin varhaisessa vaiheessa. Toisaalta liikunta vaikuttaa pitkällä aikavälillä sydämen kuntoon ja pumppausvoimaan, joten BKG tarjoaa kiinnostavaa seurantatietoa myös urheilijoille tai kuntoilua harrastaville. Ollakseen kliinisesti merkityksellisiä tulee seurantamittauksia tehdä riittävän usein ja pitkällä aikavälillä. Tämä asettaa pitkäaikaisseurannalle käytännön toteutukseen liittyviä haasteita. [4] [6] [8] Useimmat ballistokardiografiseen mittaukseen käytetyt laitteistot ovat suurehkoja tuoli- tai sänkytyyppisiä ratkaisuja, jotka soveltuvat sairaaloihin tai kuntosaleille, mutta eivät niinkään potilaan kotiin sijoitettaviksi. Siksi pitkäaikaisseurannan helpottamiseksi on oleellista kehittää pieniä ja kompakteja kotikäyttöön soveltuvia BKG-mittalaitteita. [3] [6]

Tämän diplomityön tärkeimpänä motivaationa on ollut tarve pienikokoisten ballistokardiografisten mittalaitteiden kehittämiseen. Työ on tehty toimeksiantona VTI Technologies Oy:lle (myöhemmin VTI), joka on erikoistunut piipohjaisten kapasitiivisten MEMS-kiihtyvyysanturien valmistukseen. VTI:n virallinen nimi muuttui työn aikana Murata Electronics Oy:ksi, mutta yhtenäisyyden säilyttämiseksi yritykseen viitataan koko työssä nimellä VTI. VTI:n antureilla voidaan mitata kiihtyvyyttä, liikettä, tärinää, kallistuskulmaa ja kulmanopeutta. [9] [10] Työn tavoitteena on osoittaa tiettyjen VTI:n valmistamien kiihtyvyysanturien soveltuvan ballistokardiografisten mittausten tekemiseen integroituna kylpyhuone- tai henkilövaakatyypiseen laitteeseen, jonka päällä käyttäjä voi seisoa pystyasennossa mittauksen aikana. Tällaiset henkilövaakat sopivat hyvin kotioiloissa suoritettaviin mittauksiin, ja niihin on usein jo nykyisin integroitu erilaisia rasvaprosenttia tai muuta kehon koostumusta mittaavia toimintoja [11] [12]. BKG-mittaus olisi tällaisissa vaakalaitteissa luonteva lisätoiminto, joka sydämen kunnan seurannan mahdollistaessaan toisi laitteille huomattavaa lisäarvoa.

Sydämen aiheuttamat voimat ja kehon liikkeet ovat hyvin heikkoja, ilmenevät varsin matalalla taajuuskaistalla, eivätkä kytkeydy vaakaan täydellisesti, mikä asettaa korkeita vaatimuksia käytettäville kiihtyvyysantureille. [13] VTI:n MEMS-kiihtyvyysantureilla saavutetaan hyvä suorituskyky suhteellisen yksinkertaisilla mittausratkaisuilla. Anturit ovat vähäkohinaisia ja herkkiä jo hyvin matalille kiihtyvyyksille, ne ovat stabiileja lämpötilan ja ajan suhteen, ja niitä on saatavissa sopivan matalalle taajuuskaistalle säädettynä, joten niitä voidaan pitää optimaalisena ratkaisuna tämän työn ballistokardiografisten mittausten vaatimuksiin. Lisäksi VTI:n anturit ovat fyysisesti pienikokoisia, ja niiden suuri mittauskapasitanssi ja pienet hajakapasitanssit mahdollistavat vähäisen virrankulutuksen, joten ne soveltuvat hyvin vaakaan integroitaviksi. [9] [10]

Tämä diplomityö muodostuu teoriaosasta ja soveltavasta osasta. Teoriaosassa käydään aluksi läpi sydämen rakenne ja toiminta ballistokardiografian syvällisen ymmärtämisen mahdollistamiseksi. Tämän jälkeen käsitellään yleisesti ballistokardiografiaa ja sen teoreettista taustaa sekä sovelluksia, haasteita ja mittaamisen ratkaisuja. Lopuksi esitellään kiihtyvyysantureiden yleistä rakennetta, toimintaperiaatetta ja käyttökohteita

keskittyen pääasiassa VTI:n käyttämiin kapasitiivisiin MEMS-kiihtyvyysantureihin. Diplomityön soveltavassa osassa suunniteltiin ja toteutettiin henkilövaakaan ja kiihtyvyysantureihin perustuva ballistokardiografinen mittalaitteisto, suoritettiin koehenkilömittauksia tämän laitteiston suorituskyvyn arvioimiseksi ja analysoitiin mittauksissa saavutettujen tulosten perusteella laitteiston ja siinä käytettyjen kiihtyvyysanturien soveltuvuutta ballistokardiografisiin mittauksiin.

## 2 Sydän ja ballistokardiografia

Tässä luvussa käsitellään aluksi sydämen ja verenkiertoelimistön rakennetta ja toimintaa ballistokardiografian ja työssä referenssinä käytetyn elektrokardiografian periaatteiden ymmärtämiseksi. Erityistä huomiota kiinnitetään sydämen toimintakiertoon, jotta voidaan ymmärtää sydämessä yhden sykkeen aikana tapahtuvien ilmiöiden suhde ballistokardiografialla tehtäviin havaintoihin. Luvun jälkimmäisessä osassa esitellään yleisesti ballistokardiografiaa sydämen toiminnan mittausmenetelmänä.

### 2.1 Sydämen rakenne ja toiminta

Sydän on keskimäärin 250–300 g:n painoinen ontto elin, joka huolehtii veren pumppaamisesta verenkiertoelimistössä. Sydän sijaitsee pallean yläpuolella rintaontelossa keuhkojen välisessä sidekudostilassa eli välikarsinassa selkärangan ja rintalastan välissä. Noin kaksi kolmasosaa sydämen massasta sijaitsee kehon keskilinjan vasemmalla puolella. Sydämen tyvi (*base*) on ylhäällä lähellä kehon keskilinjaa, ja sydämen kärki (*apex*) suuntautuu alas vasemmalle. [14] [15]

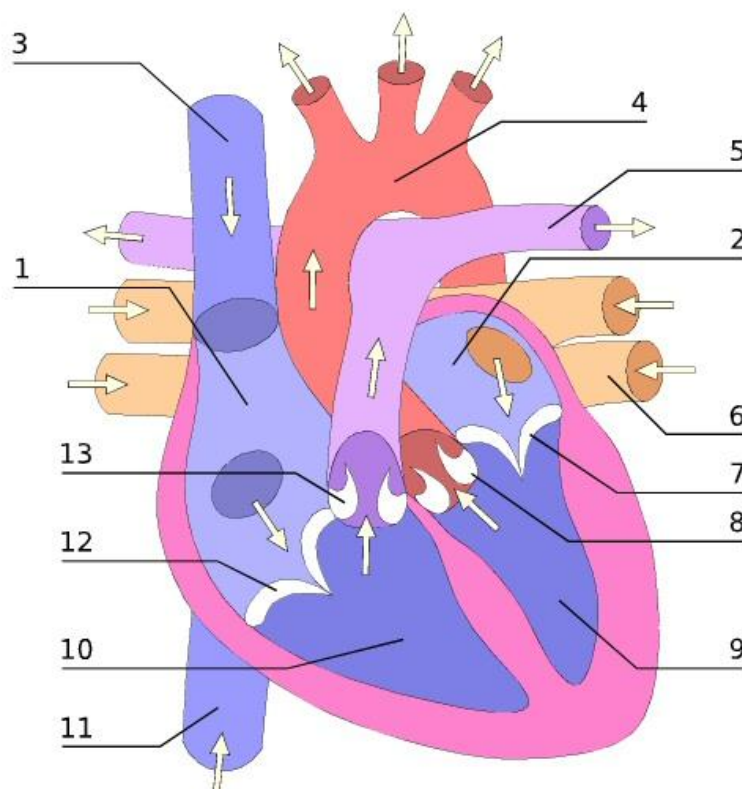
#### 2.1.1 Sydämen ja verenkierron anatomia

Sydämen seinämä muodostuu kolmesta kerroksesta. Uloimpana sydäntä ympäröi kaksikerroksinen sidekudoskalvosta muodostunut pussi perikardium eli sydänpussi. Sen ulompi kerros on kiinnittynyt ympäröivään sidekudokseen ja palleaan pitäen sydämen paikallaan rintaontelossa ja suojaten sitä ulkoisilta ärsykkeiltä ja liialta venymiseltä. Perikardiumin sisempi kerros eli epikardium on tiiviisti kiinnittynyt sydämen pintaan. Näiden kahden kerroksen väliin jää liukkaan nesteen täyttämä sydänpussiontelo, joka vähentää sydämen sykkimisen aiheuttamaa kitkaa. Epikardiumin alapuolella on sydämen seinämän selvästi paksuin osa myokardium eli sydänlihas, joka muodostaa suurimman osan sydämen massasta ja vastaa varsinaisesta sydämen pumppaustoiminnasta. Myokardium koostuu haaroittuneista poikkijuovaisista sydänlihassoluista muodostuneesta sydänlihaskudoksesta, jonka toiminta on tahdosta riippumatonta. Sydämen seinämän sisin osa on myokardiumin sisäpintaan kiinnittynyt endokardium, joka muodostuu sidekudoksesta ja levyepiteelisoluista. Se reunustaa sydämen onteloita ja on suora jatke sydämeen kiinnittyneiden suurten verisuonten sisäpintaa reunustavalle endoteelille. Endokardium muodostaa myös sydämen läpät. [14] [15]

Sydämessä on neljä onteloa, joista ylempänä ovat oikea ja vasen eteinen ja alempana oikea ja vasen kammio. Oikea kammio suuntautuu eteenpäin ja kaartuu osittain vasemman kammion ympärille. [14] Vasen kammio muodostaa sydämen kärjen. Molempien eteisten etupinnassa on rypistynyt pussimainen rakenne sydänkorvake (*auricle*), joka lisää hieman eteisiin mahtuvan veren määrää. Lisäksi sydämen pinnassa on rasvakudoksesta muodostuneita uurteita, jotka sisältävät sydämen kaksi sepelvaltimoa haaroineen. Sepelvaltimot lähtevät aortasta ja kuljettavat happea ja ravinteita sydänlihaksen soluille. [15]

Veri tulee sydämeen laskimoita eli veenoja pitkin ja poistuu valtimoiden eli arterioiden kautta. Veri saapuu aluksi eteisiin, joista se siirtyy saman puolen kammioihin ja jatkaa edelleen takaisin verenkiertoon. Suuret verisuonet kiinnittyvät sydämen tyveen. Ylä- ja

alaonttolaskimo tulevat oikeaan eteiseen. Vasempaan eteiseen tulee neljä keuhkolaskimoa. Aortta lähtee vasemmasta kammiosta ja keuhkovaltimorunko oikeasta. Valtimot johtavat verta sydäimestä poispäin. Ne haarautuvat pienemmiksi haaroiksi ja edelleen ohuiksi hiussuoniksi eli kapillaareiksi, jotka muodostavan tiheän lähes kaikkien ihmiskehon solujen läheisyyteen ulottuvan verkoston. Aineiden vaihto veren ja kudosten välillä tapahtuu hiussuonten ohuiden seinämien läpi. Hiussuonet liittyvät uudelleen yhä suuremmiksi ja harvalukuisemmiksi laskimoiksi, jotka lopulta johtavat veren takaisin sydämeen. [14]



**Kuva 2.1:** Sydämen rakenne. Veren kiertosuunta on esitetty nuolilla. 1. Oikea eteinen, 2. Vasen eteinen, 3. Yläonttolaskimo, 4. Aortta, 5. Keuhkovaltimot, 6. Keuhkolaskimet, 7. Hiippa- eli mitraaliläppä, 8. Aorttaläppä, 9. Vasen kammio, 10. Oikea kammio, 11. Alaonttolaskimo, 12. Kolmipurje- eli trikuspidaaliläppä, 13. Keuhkovaltimoläppä.

Kuvassa 2.1 on esitetty sydämen tärkeimmät osat ja veren kiertosuunta niiden läpi. Sydämen vasemmasta kammiosta lähtevä veri menee isoon eli systeemiseen verenkiertoon. Kaikki veri kulkee aluksi aorttaläpän läpi aorttaan, joka haarautuu pienemmiksi valtimoiksi ja edelleen hiussuoniksi, joissa veri vaihtaa ravinteita ympäröivien kudosten kanssa sekä luovuttaa happea ja vastaanottaa hiilidioksidia. Kehossa kiertänyt vähähappinen veri palaa sydämen oikeaan eteiseen ylä- ja alaonttolaskimon kautta. Lisäksi sepelvaltimoissa kiertänyt veri tulee oikeaan eteiseen sepelvaltimoiden jatkeena olevan sepelpoukaman kautta. Oikeasta eteisestä vähähappinen veri kulkee trikuspidaaliläpän kautta oikeaan kammioon. Oikeasta kammiosta lähtevä veri menee pieneen eli keuhkoverenkiertoon. Veri kulkee aluksi keuhkovaltimoläpän kautta keuhkovaltimorunkoon, joka jakautuu oikeaan ja vasempaan keuhkovaltimoon. Myös keuhkoissa valtimot jakautuvat pienemmiksi

haaroiksi ja lopulta hiussuoniksi, joissa veri vastaanottaa sisäänhengitettyä happea ja luovuttaa uloshengitettävää hiilidioksidia. Runsashappinen veri palaa neljää keuhkolaskimoa pitkin vasempaan eteiseen ja siirtyy sieltä hiippa- eli mitraaliläpän kautta vasempaan kammioon saavuttaen täyden kierroksen. Veri siis kiertää vuorotellen ison ja pienen verenkierron kautta ja käy sydämessä kaksi kertaa täyden kierroksen aikana. Sydämen pumppaustoiminta on synkronoitunutta, sitten että molemmat eteiset supistuvat samanaikaisesti työntäen verta eteis-kammioläppien (trikuspidaal- ja mitraaliläppä) läpi kammioihin, minkä jälkeen molemmat kammiot supistuvat samanaikaisesti työntäen verta kammio-valtimoläppien (keuhkovaltimo- ja aorttaläppä) läpi suuriin valtimoihin. [14] [15]

Myokardiumin eli sydänlihaksen paksuus sydämen eri eteisten ja kammioiden ympärillä vaihtelee niiden tehtävien mukaan. Eteiset pumppaavat verta vain viereisiin kammioihin, joten eteisten myokardium on melko ohut. Oikea ja vasen kammiot toimivat kahtena erillisenä pumppuna, jotka pumppaavat samanaikaisesti yhtä suuren verimäärän. Oikealta eteiseltä vaadittava työmäärä on kuitenkin huomattavasti pienempi, sillä se pumppaa verta pienemmällä paineella lyhyen matkan keuhkoihin, kun taas vasen eteinen pumppaa verta suuremmalla paineella koko muuhun kehoon. Tästä syystä vasemman kammion tekemä työ on paljon suurempaa ja sen myokardium on selvästi paksumpi kuin oikean kammion. [15]

### 2.1.2 Sydänlihaksen toiminta

Sydänlihas on erityisen väsymätön kehon muihin lihaksiin verrattuna. Sydän lyö taukoamatta koko ihmisen eliniän ajan ja voi levätä vain noin puoli sekuntia kerrallaan. Koko sydän toimii yhtenäisenä yksikkönä, sillä sydänlihassolujen solurajat mahdollistavat supistumista ohjaavien impulssien leviämisen suoraan solusta toiseen. Näin ollen sydän supistuu aina joko kokonaan tai ei lainkaan, eikä sydämen osittainen supistuminen terveellä henkilöllä ole mahdollista. Autonominen hermosto vaikuttaa normaalisti sydämen sykenopeuteen ja supistumisvoimaan. Sympaattiset hermot kiihdyttävät ja parasympaattiset hidastavat sydämen toimintaa. Sydän voi kuitenkin toimia myös täysin automaattisesti ilman siihen tulevia hermoyhteyksiä. Sydämessä on erikoistuneista sydänlihassyistä muodostunut impulssinjohtojärjestelmä, jota pitkin aktiopotentiaali eli sydänlihasten supistumisen aiheuttava impulssi leviää sydämen eri osiin (ks. seuraavan kappaleen kuva 2.2) mahdollistaen eteisten ja kammioiden lihasten koordinoitua ja oikea-aikaisen supistumisen. [14] Impulssinjohtojärjestelmän eri osat voivat tarvittaessa tuottaa aktiopotentiaaleja itsenäisesti ja toimia sydämen sisäisenä tahdistimena [15].

Impulssinjohtojärjestelmä alkaa oikean eteisen takaseinämässä lähellä yläonttolaskimoa sijaitsevasta sinussolmukkeesta, joka tavallisesta aloittaa sydämen toimintakierron. Sinussolmuke on noin  $5 \times 15 \text{ mm}^2$ :n kokoinen itsenäisesti aktiopotentiaaleja tuottavista erikoistuneista sydänlihassoluista eli tahdistinsoluista muodostunut kaistale, joka tuottaa aktiopotentiaaleja noin 60–80 kertaa minuutissa. Lepotilassa ihmisen sydän toimii normaalisti tämän sinusrytmin mukaisesti. Sympaattiset hermot nostavat sinussolmukkeen rytmiä stressitilanteissa, kuten fyysisessä rasituksessa. Vastaavasti parasympaattiset hermot laskevat sinussolmukkeen rytmiä tarvittaessa. Aktiopotentiaali leviää sinussolmukkeesta aluksi kolmen eteisjohtoradan kautta eteislihassyihin aiheuttaen niiden depolarisaation ja eteisten supistumisen. Eteislihaksista

aktiopotentiaali kulkeutuu oikean eteisen alaosaan lähellä eteisten ja kammioiden rajaa sijaitsevaan eteis-kammio- eli AV-solmukkeeseen (*atrioventricular node*). [14] [16] Myös AV-solmuke muodostuu tahdistinsoluista, jotka tuottavat itsenäisesti noin 50 aktiopotentiaalipulssia minuutissa. Altistuessaan tätä korkeammalle pulssitaajuudelle AV-solmuke toimii korkeamman taajuuden mukaan, joten terveellä henkilöllä se noudattaa sinussolmukkeen rytmiä. Jos aktiopotentiaalin eteneminen sinussolmukkeesta kuitenkin on jostakin syystä estynyt, AV-solmuke voi ylläpitää sydämen toimintaa matalammalla syketaajuudella. [16]

AV-solmukkeesta aktiopotentiaali etenee eteis-kammiokimppuun eli Hisin kimppuun. Eristävä sidekudos erottaa eteisten lihakset kammioiden lihaksista, joten Hisin kimppu on aktiopotentiaalin ainoa mahdollinen etenemisreitti eteisten ja kammioiden välillä. Eteislihakset ehtivät tästä syystä supistua ennen kammioita, sillä aktiopotentiaalin siirtymisessä eteisistä AV-solmukkeen läpi Hisin kimppuun tapahtuu noin 0,1 s:n viive, vaikka aktiopotentiaali muuten etenee impulssinjohtojärjestelmässä erittäin suurella nopeudella. [14] [15] Hisin kimppu jakautuu kammioiden väliseinässä oikeaan ja vasempaan haaraan, joita pitkin aktiopotentiaali etenee sydämen kärkeen. Haarat jakautuvat sydämen kärjessä ohuemmiksi Purkinjen säikeiksi, joita pitkin aktiopotentiaali etenee hyvin nopeasti kammioiden lihaksissa takaisin ylöspäin kohti eteisiä. Aktiopotentiaalin vaikutuksesta kammioiden lihassolut depolarisoituvat, mikä aiheuttaa kammioiden nopean supistumisen ja edelleen veren työntymisen aorttaan ja keuhkovaltimorunkoon. [15] Myös Purkinjen säikeet voivat tuottaa itsenäisesti aktiopotentiaaleja noin 15–30 kertaa minuutissa, mutta ne noudattavat AV-solmukkeen tapaan suurempaa pulssitaajuutta sille altistuessaan eli terveessä sydämessä sinusrytmiä [16].

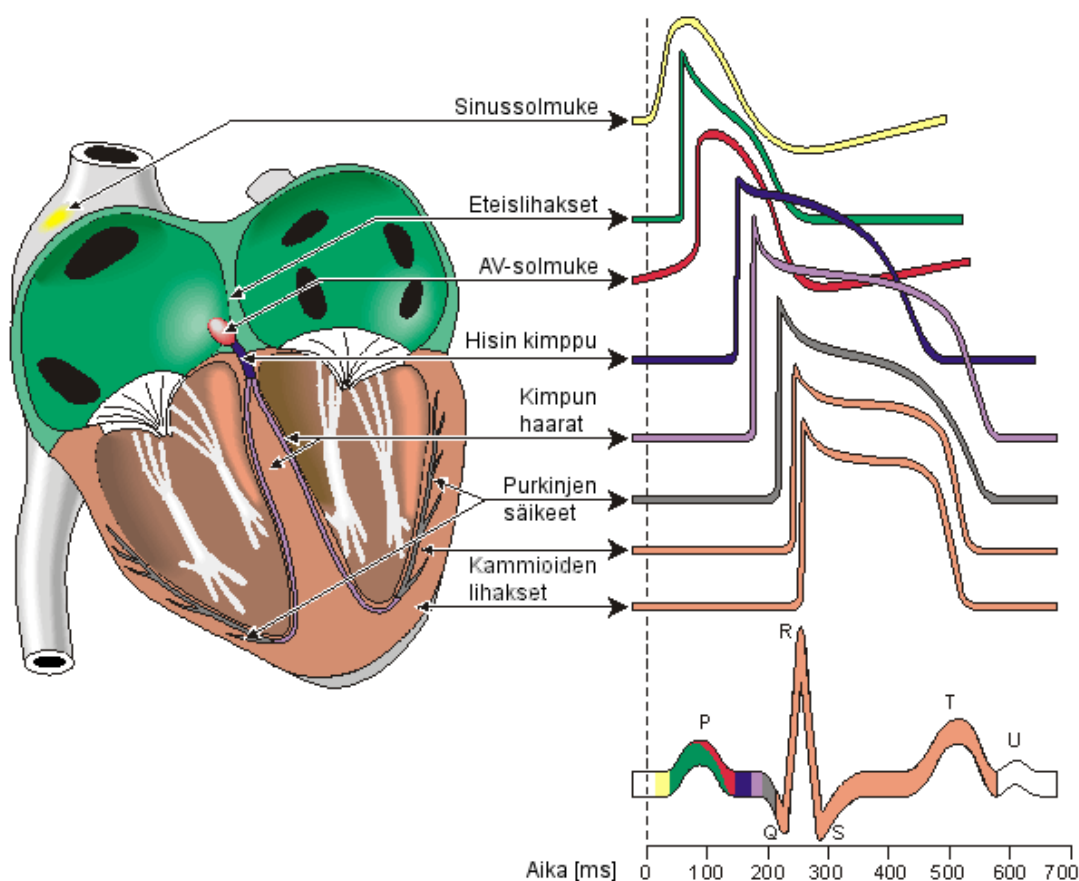
### 2.1.3 Elektrokardiografia

Aktiopotentiaalien edetessä sydämessä ne muodostavat sähkövirtoja, jotka voidaan havaita myös ihon pinnalta. Näiden sähkövirtojen eli sydämen sähköisen toiminnan rekisteröintiä iholta kutsutaan elektrokardiografiaksi (EKG). Elektrokardiografian tuloksena saatavaa sydämen toiminnasta kertovaa graafista käyrää kutsutaan elektrokardiogrammiksi eli sydänekäyräksi, josta myös voidaan käyttää lyhennettä EKG tai EKG-käyrä. Elektrokardiogrammi muodostuu kaikkien sydämen solujen aktiopotentiaalien superpositiona, joten se soveltuu erityisen hyvin sydämen impulssinjohtojärjestelmän ja sydänlihaksen toiminnan tarkkailemiseen. [14] [15] Kuvassa 2.2 on havainnollistettu EKG-käyrän muodostumista yhden toimintasyklin aikana depolarisaatioaallon edetessä sydämen eri osissa [16].

Sydämen solujen yhtäaikaisten aktiopotentiaalit vahvistavat toisiaan, mikä mahdollistaa elektrokardiogrammin mittaamisen elektrodeilla ihon pinnalta periaatteessa mistä tahansa kohtaa kehossa. Tavallisesti käytetään kuitenkin erityisiä standardikytkentöjä, joissa mittauselektrodit kiinnitetään tiettyihin ennalta sovittuihin vakiokohtiin ja EKG saadaan mittaamalla kahden elektrodin välisen jännitteen muutoksia ajan mukana. Erilaisten kytkentöjen avulla sydämen toimintaa voidaan havaita eri suunnista, sillä eri kohtiin sijoitettujen elektrodien suhteellinen sijainti sydämeen nähden vaihtelee, jolloin mitatut signaalit poikkeavat hieman toisistaan. Raajakytkennöissä molempiin käsiin ja vasempaan jalkaan kiinnitetään kuhunkin yksi elektrodi, kun taas rintakytkennöissä

rintakehälle tulee riviin kuusi elektrodia ja samalla kätet ja vasen jalka kytketään yhteiseen referenssielektrodiin. Myös muunlaisia kytkentöjä voidaan käyttää. [14] [15]

Normaali elektrokardiogrammi muodostuu P-aallosta, QRS-kompleksista ja T-aallosta. Joskus T-aallon jälkeen voidaan erottaa myös heikkoamplitudinen U-aalto. Kuvassa 2.2 alhaalla näkyy tyypillinen EKG-käyrän muoto. Ylöspäin suuntautuva P-aalto tai P-poikkeama näkyy eteisliahsten depolarisoituessa. Eteiset supistuvat P-aallon loppupuolella työntäen verta kammioihin. P-aaltoa seuraava QRS-kompleksi kuvaa kammioiden nopeasti etenevää depolarisaatiota. Se alkaa alaspäin suuntautuvalla Q-poikkeamalla, jatkuu ylöspäin suuntautuvalla R-kolmioaallolla ja päättyy alaspäin suuntautuvaan S-aaltoon. Kammioiden lihasten supistuminen tapahtuu pian R-piikin ilmenemisen jälkeen. T-aalto tai T-poikkeama syntyy kammioiden repolarisaation eli lihassolujen lepojännitteen palautumisen seurauksena. Repolarisaatio etenee kammioissa depolarisaatiota hitaammin, joten T-aalto näkyy selvästi matalampana ja leveämpänä kuin QRS-kompleksi. Eteisten repolarisaatio ei näy EKG-käyrässä, sillä se tapahtuu samanaikaisesti kammioiden depolarisaation kanssa ja peittyy siksi voimakkaamman QRS-kompleksin alle. Kammiolihakset rentoutuvat nopeasti T-aallon alkamisen jälkeen. Kammioiden repolarisaation päätyttyä sekä eteisten että kammioiden lihakset ovat veltostumisvaiheessa, minkä jälkeen toimintakierto alkaa alusta ja EKG:ssa havaitaan uusi P-aalto. [15]



**Kuva 2.2:** Elektrokardiogrammin muodostuminen sydämessä. [16]



### 2.1.4 Sydämen toimintakierto

Yksittäiseen sydämen toimintakiertoon eli sykliin kuuluvat kaikki yhteen sydämen sykkeeseen liittyvät tapahtumat. Syklit toistuvat jatkuvasti uudelleen. Sykli muodostuu sydämen supistumisvaiheesta eli systolesta ja veltostumisvaiheesta eli diastolesta. Sekä eteiset että kammiot käyvät syklin aikana läpi systolen ja diastolen, mutta eteiset ovat jatkuvasti vähän edellä kammioita. Yksittäisen syklin pituus riippuu sydämen syketaajuudesta (*Heart Rate, HR*). Normaalikuntoisen aikuisen henkilön tyypillinen leposyke on noin 60–80 lyöntiä minuutissa, ja sykkeen olleessa esimerkiksi 75 lyöntiä minuutissa yhden syklin kesto on noin 0,8 s. [14] [15]

Syklin alkaessa sinussolmukkeen depolarisaatio aiheuttaa eteislihasten depolarisaation, mikä näkyy EKG:ssa P-aaltona. Eteisten depolarisaatio puolestaan aloittaa noin 0,1 s kestävästä eteissystolen, jonka aikana eteiset supistuvat, paine niissä nousee ja eteis-kammioläppien läpi siirtyy noin 25 ml verta kumpaankin kammioon. Kammiot ovat eteissystolen aikana veltostuneina eli diastolevaiheessa ja niissä on valmiina noin 105 ml verta, joten eteissystolen päätteeksi molemmissa kammioissa on noin 130 ml verta. Eteissystolen päätyttyä päättyy myös kammiodiastole, joten tämä verimäärä eli diastolinen jäännöstilavuus (*End-Diastolic Volume, EDV*) on kammioissa edelleen ennen niiden supistumista. Eteissystolen loppuessa eteislihasten solut repolarisoituvat ja eteiset palautuvat diastolevaiheeseen. Samalla depolarisaatio etenee kammioiden lihaksiin, mikä näkyy EKG:ssa QRS-kompleksina eteissystolen loppuvaiheessa. [15]

Kammioiden depolarisaatio käynnistää noin 0,3 s kestävästä kammiosystolen, joka alkaa välittömästi eteissystolen jälkeen. EKG:n suhteen kammiosystole alkaa R-huipun jälkeen, mutta ennen S-pohjaa. Kammiosystolen alkaessa verenpaine kammioissa kasvaa, jolloin eteis-kammioläpät sulkeutuvat estäen verta pääsemästä kammioista takaisin eteisiin. Tätä vaihetta, jolloin sekä eteis-kammio- että kammio-valtimoläpät eli kaikki neljä sydänlappää ovat hetken samanaikaisesti sulkeutuneina, kutsutaan supistuksen isometriseksi vaiheeksi, ja se kesää suunnilleen kammiosystolen ensimmäisen 0,05 sekunnin ajan. Isometrisen vaiheen aikana kammioiden lihakset eivät vielä supistu, mutta ne kohdistavat voiman vereen nostaen painetta kammioiden sisällä. Koska kaikki neljä sydänlappää ovat sulkeutuneina, veren tilavuus kammioissa ei muutu. Vasemman kammion paineen ylittäessä aortassa olevan noin 80 mmHg:n paineen ja oikean kammion paineen ylittäessä keuhkovaltimorungon noin 20 mmHg:n paineen aortta- ja keuhkovaltimoläppä avautuvat ja veri alkaa virrata pois sydäimestä. Tämä supistuksen ejektiovaihe, jonka aikana kammio-valtimoläpät ovat auki, kammiot supistuvat ja veri työntyy sydäimestä suuriin valtimoihin, kestää kammiosystolen jäljellä olevat noin 0,25 s. Sen aikana vasemman kammion paine nousee noin 120 mmHg:iin ja oikean kammion noin 25–30 mmHg:iin. [15] Suunnilleen ejektiovaiheen puolessa välissä kammioiden paine säilyy noin 0,1 s eli supistuksen isotonisen vaiheen ajan lähes vakiona lähellä näitä maksimiarvoja, mutta samalla kammioiden edelleen supistuessa niiden tilavuus pienenee veren poistuessa suuriin valtimoihin [14].

Kammiosystolen päätyttyä alkaa kammioiden ja samalla koko sydämen veltostumisvaihe eli diastole, jolloin sekä kammio- että eteislihakset ovat veltostuneita. Diastole kestää edellä käytetyllä esimerkkisykkeellä (75 lyöntiä/min) noin 0,4 s. Sykkeen kasvaessa esimerkiksi fyysisen rasituksen vaikutuksesta syklin pituus lyhenee. Lyheneminen johtuu pääasiassa juuri diastolen lyhenemisestä, joten muiden syklin vaiheiden pituus säilyy lähellä edellä mainittuja arvoja tai lyhenee vain hyvin vähän.

Samoin sykkeen ollessa matalampi syklin pidempi pituus näkyy lähinnä pidempänä diastolevaiheena. Kammioden lihassyiden repolarisaatio aiheuttaa kammiodiastolen alkamisen. Kammioden repolarisaatiosta kertova T-aalto nähdään EKG:ssa tätä ennen jo kammiosystolen puolivälin jälkeen. Paine kammioissa laskee heti diastolen alussa nopeasti lihasten veltostuessa, jolloin veri alkaa virrata keuhkovaltimorungosta ja aortasta takaisin kammioihin kohti pienempää painetta. Veren takaisinvirtaus sulkee kammio-valtimoläpät välittömästi, minkä jälkeen kammioden paine laskee nopeasti lihasten edelleen veltostuessa. Kaikki neljä sydänläppää ovat taas hetken samanaikaisesti sulkeutuneina, joten kammioissa olevan veren tilavuus ei muutu. Suurten valtimoiden paine pienenee hitaammin veren työntyessä pidemmälle valtimoihin. Kammioden paineen laskettua eteisten paineen alapuolelle eteis-kammio-läpät avautuvat oikeansuuntaisen paine-eron vaikutuksesta aloittaen kammioden täyttymisvaiheen, jolloin eteisistä virtaa verta kammioihin passiivisesti kohti pienempää painetta. Suurin osa täyttymisvaiheen aikana kammioihin kertyvästä verestä siirtyy heti eteis-kammio-läppien aukeamisen jälkeen, kun eteisiin kammiosystolen aikana kertynyt veri työntyy nopeasti kammioihin. Diastolen loppupuolella kammioden täytyminen on hitaampaa. Aivan diastolen lopuksi EKG:ssa näkyy uusi P-aalto, minkä jälkeen eteiset supistuvat ja uusi sykli alkaa. [15]

### 2.1.5 Sydämen pumppausteho

Kammiosystolen aikana vasen kammio työntää normaalikuntoisella aikuisella henkilöllä noin 70 ml verta aorttaan ja oikea kammio saman verran keuhkovaltimorunkoon. Tätä kummankin kammion yhden sydämen lyönnin aikana pumppaamaa verimäärää kutsutaan iskutilavuudeksi (*Stroke Volume, SV*). Kammioihin jää systolen jälkeen jäljelle tietty verimäärä eli systolinen jäännöstilavuus (*End-Systolic Volume, ESV*), joka on tavallisesti noin 60 ml. Koska iskutilavuus vastaa sydämessä ennen kammiosystolea olevaa verimäärää vähennettynä sydämeen jäävällä verimäärällä, voidaan se laskea kaavalla

$$SV = EDV - ESV. \quad (2.1)$$

Iskutilavuuden suuruuteen vaikuttaa pääasiassa kolme tekijää, jotka myös varmistavat oikean ja vasemman kammion pumppaaman verimäärän pysyvän yhtä suurena. Nämä tekijät ovat esivenytys (*preload*), supistumisvireys eli kontraktiiteetti ja työkuormitus (*afterload*). [15] Esivenytyksellä tarkoitetaan kammio-lihasten solujen venymisastetta ennen kammiosystolea. Se riippuu sydämeen diastolen aikana kertyneen veren määrästä, eli se kasvaa EDV:n kasvaessa. EDV:n suuruus puolestaan riippuu lähinnä diastolen täyttymisvaiheen pituudesta ja suurten laskimoiden palauttaman veren määrästä. Sykkeen kasvaessa diastole lyhenee, joten sydämeen ei ehdi kertyä yhtä paljon verta ja EDV pienenee. Vastaavasti matalassa sykkeessä diastole on pitkä ja verta ehtii kertyä enemmän, joten EDV kasvaa. Frank-Starlingin lain mukaan sydänlihaksen supistumisvoimakkuus systolen aikana on tiettyyn rajaan saakka sitä suurempi, mitä suurempi EDV ja siten esivenytys on. Iskutilavuus siis kasvaa esivenytyksen kasvaessa. [15] [17] Venytykseen reagoimalla sydän voi pumpata ulos aina saman määrän verta kuin siihen tulee ja pitää vasemman ja oikean kammion pumppaamaan verimäärän yhtä suurena. Jos esimerkiksi vasen kammio pumppaa jossakin vaiheessa oikeaa enemmän verta, laskimoiden oikeaan kammioon palauttama verimäärä ja samalla EDV kasvaa. Suurempi EDV aiheuttaa suuremman esivenytyksen, jolloin oikea

kammio supistuu seuraavan syklin aikana voimakkaammin palauttaen sydämen molemmat puolet tasapainoon. [15]

Esivenytyksen lisäksi sydänlihaksen supistumisvoimakkuutta säätelee supistumisvireys eli kontraktiliteetti, joka määräytyy tiettyjen elimistössä pääasiassa sympaattisen ja parasympaattisen hermoston vaikutuksesta erittyvien kemiallisten säätelyaineiden vaikutuksesta. Kontraktiliteettia muuttamalla säätelyaineet voivat muuttaa sydämen supistumisvoimakkuutta ja siten esivenytyksestä riippumatta vaikuttaa iskutilavuuden suuruuteen kehon tarpeiden mukaan. Sydänlihaksen supistumisvoimakkuutta säätelevien esivenytyksen ja kontraktiliteetin lisäksi iskutilavuuteen vaikuttaa työkuormitus. Sillä tarkoitetaan suurten valtimoiden painetta, jonka yli kammioiden paineen on kammiosystolen aikana nouseva ennen kammio-valtimoläppien avautumista ja veren työntymistä kammioista valtimoihin. Työkuormitusta kasvattavat esimerkiksi korkea verenpaine ja tietyt verenkiertoelimistön sairaudet. Suuri työkuormitus pienentää iskutilavuutta, sillä veren pumppaamista vastustava paine on suurempi. Samalla ESV kasvaa. [15] [17]

Iskutilavuus kuvaa hyvin sydämen pumppaustehoa yhden lyönnin aikana. Kun pumppaustehoa halutaan määrittää pidemmällä aikavälillä, yleisesti käytetty suure on sydämen yhden puoliskon kautta minuutissa kulkeva verimäärä eli minuuttitilavuus (*Cardiac Output, CO*). Se saadaan kaavalla

$$CO = SV * HR, \quad (2.2)$$

jossa siis *SV* on iskutilavuus ja *HR* syketaajuus. Normaalikuntoisen aikuisen minuuttitilavuus on levossa noin 5 l. Tämä vastaa suunnilleen koko kehon sisältämän veren tilavuutta. Kaikki kehon solut tarvitsevat tietyn määrän happea, jonka ne ottavat verestä. Solujen hapentarve kasvaa niiden ollessa metabolisesti aktiivisia esimerkiksi ruumiillisen rasituksen aikana. Tällöin sydämen on pumpattava enemmän verta, joten minuuttitilavuus kasvaa kehon vaatimusten mukaan kemiallisten ja hermostollisten säätelytekijöiden vaikutuksesta. [15] Terveen henkilön minuuttitilavuus voi raskaassa fyysisessä suorituksessa nousta noin viisinkertaiseksi levonaikaiseen verrattuna [14]. Minuuttitilavuutta kasvattavat kaavan 2.2 mukaisesti sekä iskutilavuuden että syketaajuuden kasvu. Molemmat näistä kasvavat fyysisessä rasituksessa. Normaalikuntoisen henkilön iskutilavuus voi lievässä rasituksessa kasvaa noin 100 ml:aan ja kovassa rasituksessa lähelle 130 ml:aa. [15] Samalla ESV voi pienentyä noin 10–30 ml:aan. Sydämen suorituskyky eli suurin mahdollinen minuuttitilavuus määräytyy henkilön maksimisykkeen ja iskutilavuuden mukaan. Nuoren henkilön maksimisyke on noin 200 ja vanhan noin 160 lyöntiä minuutissa. [14] Tosin sykkeen noustessa tietyn rajan (noin 160 lyöntiä/min) yli iskutilavuus alkaa yleensä laskea diastolen täyttymisvaiheen lyhentymisen ja tästä seuraavan EDV:n pienentymisen takia, joten minuuttitilavuus ei enää kasva yhtä tehokkaasti syketaajuuden kasvaessa. [15]

Säännöllisellä liikunnalla voidaan parantaa sydämen suorituskykyä ja yleisesti sydämen ja verenkiertoelimistön kuntoa. Liikunnanaikaisen rasituksen aiheuttaman kasvaneen hapentarpeen täyttymiseen vaikuttavat lähinnä minuuttitilavuuden kasvu ja hengityselimistön toiminta. Rasituksen toistuessa säännöllisesti riittävän pitkän aikaa keho pyrkii vastaamaan suurempaan hapentarpeeseen kasvattamalla maksimaalista minuuttitilavuutta. Myös hiussuonten määrä eripuolilla kehoa kasvaa, mikä parantaa hapenottoa. Pitkäkestoisen kestävyysharjoittelun, kuten uimisen, juoksun ja muun

aerobisen liikunnan on todettu johtavan kammiohypertrofiaan eli kammiodien ja samalla koko sydämen laajenemiseen pääasiassa sydämen lihasmassan kasvun seurauksena. Kammiohypertrofia mahdollistaa EDV:n ja sydämen puristusvoiman kasvamisen, joten myös maksimaalinen iskuilavuus kasvaa. [15] [17] Suuremman iskuilavuuden takia minuuttitilavuus kasvaa jo pienemmällä syketaajuudella. Hyväkuntoisen urheilijan maksiminuuttitilavuus voikin olla noin kaksinkertainen verrattuna normaalikuntoiseen henkilöön. Rasitustilanteessa hyväkuntoisen henkilön sydän reagoi lähinnä iskuilavuutta kasvattamalla ja syke nousee vain hitaasti, joten kuormitusta voidaan lisätä melko paljon. Huonokuntoisella henkilöllä puolestaan syke nousee nopeasti heti rasituksen alkaessa nostaen minuuttitilavuutta, mutta maksimikuormitus saavutetaan nopeasti. Lepotilassa hyväkuntoisen ja huonokuntoisen henkilön minuuttitilavuus on suunnilleen yhtä suuri hyväkuntoisen sydämen hypertrofiasta huolimatta. Hyväkuntoisen henkilön iskuilavuus on kuitenkin selvästi suurempi, joten sydän saavuttaa saman suorituskyvyn jo paljon matalammalla syketaajuudella. Tästä johtuen harjoitelleen henkilön normaali leposyke on usein alhainen eli henkilöstä ja kunnosta riippuen noin 35–60 lyöntiä minuutissa. [14] [15]

## 2.2 Ballistokardiografia

Ballistokardiografia (BKG) on ei-invasiivinen mittaussuomenetelmä, jolla voidaan havaita sydämen ja verenkierron toiminnasta koko kehoon aiheutuvia mekaanisia voimia. Ballistokardiografinen mittaussu tehdään tavallisesti sijoittamalla mitattava henkilö sopivalle mitta-alustalle ja havaitsemalla kehosta alustaan kytkeytyviä voimia tai liikkeitä. [3] Termiä ballistokardiografia käytetään joissakin yhteyksissä myös seismokardiografiasta, jossa sydämen mekaanista vaikutusta havaitaan suoraan rintakehältä. Tässä diplomityössä ballistokardiografialla tarkoitetaan kuitenkin aina sydäimestä koko kehoon kytkeytyvien mekaanisten vaikutusten mittaamista.

### 2.2.1 Ballistokardiografian historiaa

Ballistokardiografia on sydämen mittaussuomenetelmänä varsin vanha. Ensimmäiset ballistokardiografiset havainnot teki J. W. Gordon 1870-luvulla huomattessaan punnitusvaa'an viisarin heilahtavan mitta-asteikollaan alaspäin vaa'an päällä seisovan henkilön kammiosystolen aikana. Gordon päätteli ilmiön syyksi aortassa kehon pystyakselin suuntaisesti alaspäin virtaavan veren aiheuttaman rekyylin. Hän kehitti mittauksa edelleen suunnittelemalla rekyylin aiheuttamaa liikettä rekisteröivän narujen varassa roikkuvan pöydän, jonka päällä potilas oli makuuasennossa. [18] Ilmiötä tutkittiin jonkin verran myös Gordonin työn jälkeen, mutta suurta edistystä ei tapahtunut ennen, kuin I. Starr vuonna 1939 julkaisi tutkimuksensa. Siinä mitattiin ensimmäistä kertaa varsinainen ballistokardiogrammi jäykkien jousien varaan tuetulla raskaalla pöytätyyppisellä instrumentilla makuu-asennossa olevalta henkilöltä. [19]

Starrin työtä seurasi 1940-luvulla useita lähinnä ballistokardiografian mittaustekniikan kehittämiseen keskittyneitä tutkimuksia, ja 1950-luvulla aihetta tutkittiin paljon myös mittaustulosten tulkinna ja kliinisten sovellusten osalta. [3] 1960-luvulla kiinnostus aiheeseen kuitenkin väheni pääasiassa monien mittateknisten ongelmien takia. Vasta 2000-luvulle tultaessa modernit signaalinkäsittelymenetelmät, uudet mittalaitteet ja kehittynyt tietotekniikka ovat jälleen tehneet ballistokardiografiasta kiinnostavan tutkimuskohteen. [6] [7] [20] Vaikka ballistokardiografiaa käytettiin 1950-luvulla

jonkin verran kliinisessä työssä, se oli tuolloin ja on edelleen pääasiassa tutkimustyökalu, eikä suoraan vielä ole riittävän luotettava potilasdiagnoosiin tekemiseen. [3] [6] [7]

### 2.2.2 Ballistokardiografian fysikaalinen periaate

Fysikaalisesti ballistokardiografia perustuu Newtonin kolmanteen lakiin, jonka mukaan kappaleen A vaikuttaessa kappaleeseen B jollakin voimalla vaikuttaa kappale B kappaleeseen A yhtä suurella, mutta vastakkaisuuntaisella voimalla [21]. Sydän toimii edellä selostetun mukaisesti kehossa pumppuna, joka kierrättää verta verisuonistossa kunkin syklin aikana jaksoittain toistuvalla tavalla. Veren liikkumisen lisäksi sydämen supistuessa myös sydän liikkuu hieman. Veren virtaus aiheuttaa lisäksi verisuonten muodonmuutoksia ja liikkumista, mikä puolestaan liikuttaa niitä ympäröiviä kudoksia. [22] Näiden kehon sisäisten massojen jaksoittainen liike aiheuttaa kehoon voiman, jonka vastavoima ja sen aiheuttama sykleittäin toistuva jaksoittainen kehon liike ovat ballistokardiografisen tarkastelun pääasiallinen kohde. [23] [24] [25]

Useimmissa ballistokardiografian menetelmissä, kuten myös tässä diplomityössä, havaitaan vain kehon pituusakselin suuntaisia voimia. Sydämen ja verenkiertoelimistön toiminta aiheuttaa voimakomponentteja kaikissa kolmessa ulottuvuudessa, mutta pituusakselista poikkeavat komponentit ovat heikompia ja niiden tulkinnasta on olemassa vain vähän tutkimustietoa. Muitakin liikesuuntia tarkkaileva kolmiulotteinen ballistokardiografia on kuitenkin kehittyvä tutkimuskohde. [3] [22] [26] [27]

Sisäisten massojen liikkuminen siirtää samalla näiden liikkuvien osien yhteistä sisäistä massakeskipistettä sydämen sykliden mukaan. Karkeasti yksinkertaistettuna sisäinen massakeskipiste siirtyy syklin aluksi pian kammiosystolen alkamisen jälkeen päätä kohti veren työntyessä suuriin valtimoihin. Veren edetessä valtimoissa kauemmas sydäimestä kohti ääreisverenkiertoa sisäinen massakeskipiste siirtyy kohti jalkoja. Koska koko kehon massakeskipiste ei kuitenkaan liiku suhteessa ympäristöön, täytyy ympäröivän kehon liikkua sisäisen massakeskipisteen liikkeeseen nähden vastakkaisesti. [22] Ilmiön täsmällisemmäksi tarkastelemiseksi voidaan olettaa kehon kohdistavan vereen ja muihin liikkuviin sisäisiin massoihin tietyn suuruisen voiman  $F_k$ , jolloin sisäiset massat aiheuttavat kehoon Newtonin kolmannen lain mukaisesti yhtä suuren vastakkaisuuntaisen sisäisen voiman  $F_s$ . Näin ollen saadaan  $F_k = -F_s$  tai

$$F_k + F_s = 0. \quad (2.3)$$

Huomioimalla, että Newtonin toisen lain mukaan pätee [21]

$$F = ma, \quad (2.4)$$

jossa  $m$  on massa ja  $a$  on kiihtyvyys, saadaan kaava 2.3 muotoon

$$m_k a_k + m_s a_s = 0, \quad (2.5)$$

jossa  $m_k$  on kehon massa ja  $m_s$  sisäinen liikkuva massa. Vastaavasti  $a_k$  ja  $a_s$  ovat näiden massojen kiihtyvyydet. Yhtälöä 2.5 integroimalla voidaan johtaa

$$m_k v_k + m_s v_s = c, \quad (2.6)$$

jossa  $v_k$  ja  $v_s$  ovat edellä mainittujen massojen nopeudet ja  $c$  on vakio.

Integroimalla yhtälöä 2.6 edelleen saadaan

$$m_k x_k + m_s x_s = ct + d, \quad (2.7)$$

jossa  $x_k$  ja  $x_s$  ovat vastaavien massojen siirtymät,  $t$  on aika ja  $d$  vakio. Todellisessa kehon ja ympäristön muodostamassa järjestelmässä aina vallitsevan vaimennuksen takia  $c = 0$ , joten koko kehon massakeskipiste pysyy ympäristönsä suhteen paikoillaan edellä esitetyn oletuksen mukaisesti. [23]

Edellisessä tarkastelussa on oletettu kehon voivan liikkua ympäristönsä suhteen täysin vapaasti. Todellisuudessa tällainen ideaalitilanne ei ole mahdollinen ja keho on aina yhteydessä ympäristöön jonkinlaisen sitä kannattelevan rakenteen välityksellä. Ballistokardiografisen mittauksen aikana kehoa tukevana rakenteena käytetään BKG-mittalaitteen alustaa, kuten sänkyä, vaakalevyä tai köysien varassa riippuvaa pöytää. Useimmissa BKG-mittaukseen käytetyissä menetelmissä tämän alustan liikkuminen ympäristönsä suhteen halutaan mahdollistaa esimerkiksi jousien tai riippuvien rakenteiden avulla. Mittauksessa on otettava huomioon mitta-alustan massa ja mekaaniset ominaisuudet. Kehon ja mitta-alustan välinen kytkeytyminen pyritään tekemään mahdollisimman hyväksi. Jos tämä kytkeytyminen on riittävän hyvä, kehon ja mitta-alustan voidaan ajatella liikkuvan yhtenä massana. [24] [25] [28] [29] Tällöin sisäinen voima  $F_s$  vaikuttaa pelkän kehon sijasta kehon ja mitta-alustan muodostamaan kokonaisuuteen ja aiemman tarkastelun yhtälöiden 2.5, 2.6 ja 2.7 kehon massat  $m_k$  on korvattava kehon ja mitta-alustan yhteisellä kokonaismassalla  $m_{kok}$ . Tämä kokonaismassa ei voi liikkua vapaasti ympäristönsä suhteen, mutta massan ja ympäristön kytkeytyminen voidaan esittää massa-jousijärjestelmälle analogisella differentiaaliyhtälöllä. Tällöin kokonaismassan liikeyhtälöksi saadaan

$$F_s - kv_{kok} - bx_{kok} = m_{kok} a_{kok}, \quad (2.8)$$

jossa  $v_{kok}$ ,  $x_{kok}$  ja  $a_{kok}$  ovat kehon ja mitta-alustan muodostaman kokonaismassan nopeus, siirtymä ja kiihtyvyys vastaavasti,  $k$  on mitta-alustan ja ympäristön välinen jousivakio ja  $b$  vaimennuskerroin. Yhtälön 2.8 termejä järjestelmällä se voidaan johtaa muotoon

$$m_{kok} a_{kok} + kv_{kok} + bx_{kok} = F_s, \quad (2.9)$$

joka voidaan edelleen kiihtyvyyden ja nopeuden aikadifferentiaalien avulla esittää muodossa

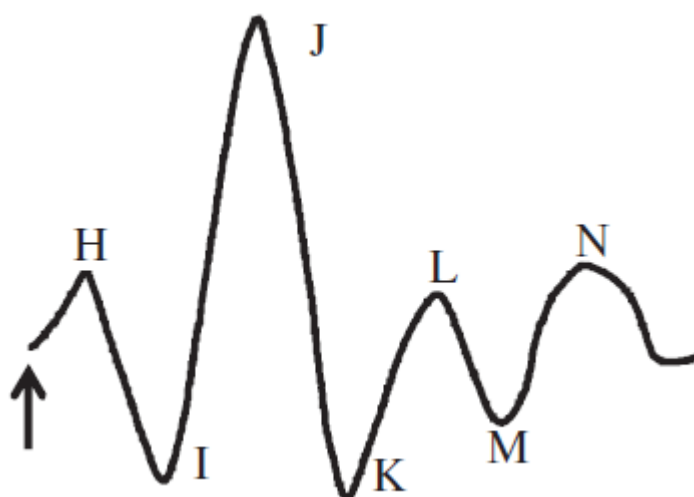
$$m_{kok} \frac{d^2 x_{kok}}{dt^2} + k \frac{dx_{kok}}{dt} + bx_{kok} = F_s. \quad (2.10)$$

Tässä tarkastelussa  $F_s$  on siis ballistokardiografisen mittauksen kohteena oleva kehoon ja mitta-alustaan kytkeytyvä kehon sisäinen sydämen ja verenkierron toiminnasta aiheutuva voima. [23] [24] [25] [28]

### 2.2.3 Ballistokardiogrammi

Ballistokardiografisen mittauksen tuloksena saatavaa signaalia tai käyrää kutsutaan ballistokardiogrammiksi, josta voidaan myös käyttää lyhennettä BKG tai BKG-käyrä. Se on sydämen liikkeiden, veren pumppaamisen ja verisuonistossa liikkuvan veren kehoon aiheuttamien mekaanisten vaikutusten graafinen esitys ajan suhteen. [5]

Ballistokardiogrammissa toistuvien aaltojen efektiivinen taajuuskaista on yleisesti noin 0,5–20 Hz, mutta suurin osa signaalin tehosta jää yleensä 10 Hz:n alapuolelle. [5] [30] Tyypillinen ballistokardiogrammin aaltomuoto yhden sydämen syklin ajalta eli normaaliballistokardiogrammi on esitetty kuvassa 2.3. BKG-käyrän aaltojen huippuja merkitään tavallisesti kuvan mukaisilla kirjaimilla H–N, joiden lisäksi voidaan joskus erottaa heikot F- ja G-aallot käyrän alussa sekä O-aalto käyrän lopussa [31] [32] [33]. Starr otti ensimmäisenä tämän merkintätavan käyttöön vuonna 1939 julkaistussa tutkimuksessaan [19]. Normaaliballistokardiogrammiin verrattavissa olevan signaalin tuottamiseksi BKG mitataan tavallisesti siten, että kehon pituussuunnassa päätä kohti suuntautuva liike näkyy rekisteröitävässä käyrässä nousevana aaltona ja vastaavasti jalkoihin suuntautuva kehon liike laskevana aaltona. [3] [33]

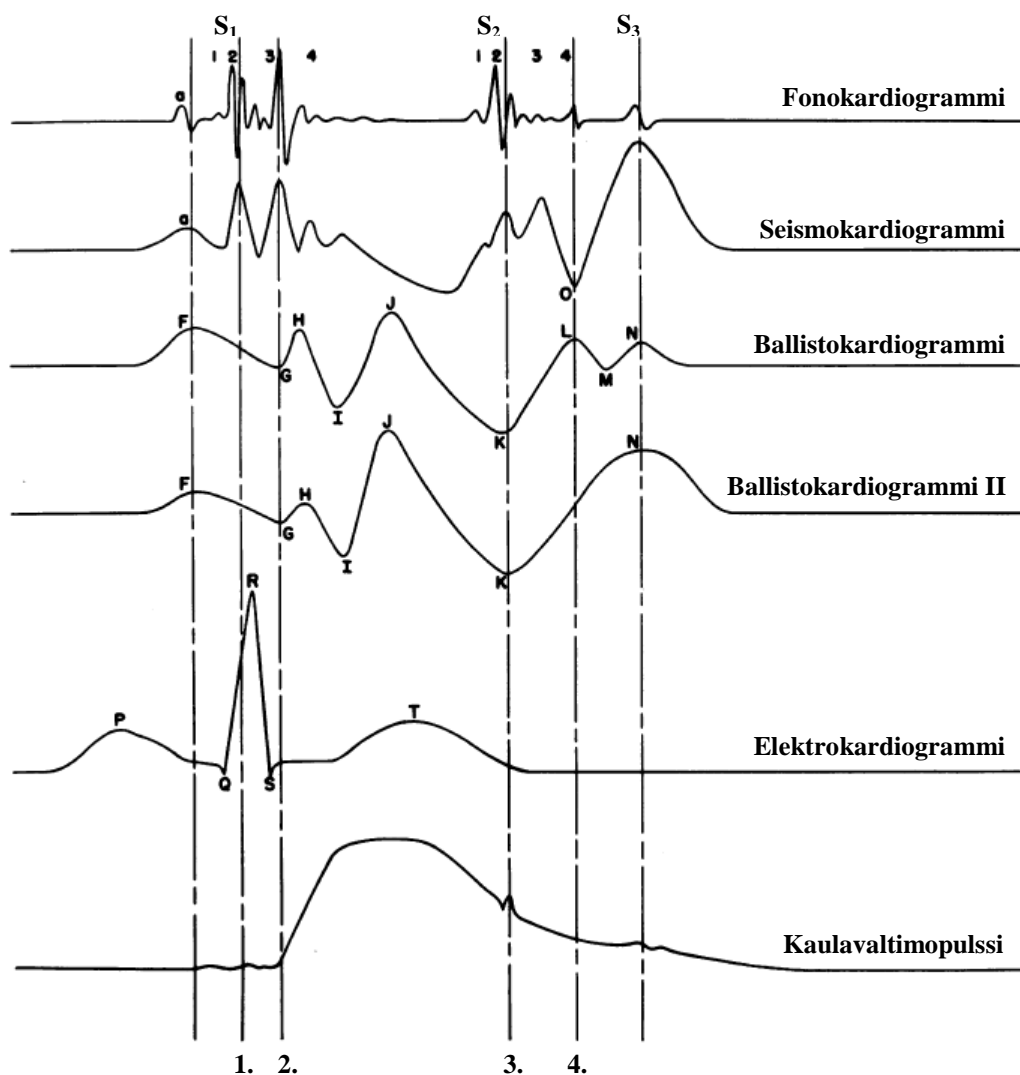


**Kuva 2.3:** Tyypillinen BKG-käyrä eli normaaliballistokardiogrammi. [6]

Ballistokardiogrammin sisältämät aaltomuodot liittyvät tiettyihin sydämen syklin vaiheisiin. Kuvassa 2.3 on merkitty nuolella EKG:n R-piikin paikka aikatasossa [6]. R-piikki ilmenee kappaleen 2.1.4 mukaisesti juuri ennen kammiosystolea, joten sitä voidaan käyttää likimääräisenä arviona kammiosystolen alkamisesta. H-, I-, J- ja K-aallot ilmenevät kammiosystolen aikana, joten ne luokitellaan tavallisesti systolisiksi aalloiksi. Vastaavasti diastolen aikana näkyvät L-, M- ja N-aallot luokitellaan yleisesti diastolisiksi aalloiksi. [3] [32] [34] Diastolisena aaltona voidaan pitää myös N-aallon jälkeen mahdollisesti näkyvää heikkoa alaspäin suuntautuvaa O-aaltoa. Aaltojen esiintymisajankohta sydämen syklin suhteen antaa tietoa niiden fysiologisesta merkityksestä. [35] Yksittäisiä huippuja ja pohjia ei voida kuitenkaan suoraan yhdistää mihinkään tiettyyn fysiologiseen tapahtumaan, sillä sydämessä ja verisuonissa tapahtuu samanaikaisesti monia eri toimintoja, joista jokin voi tosin olla aallon pääasiallinen aiheuttaja. BKG:n aallot edustavatkin lähinnä sydämen ja verenkierron eri tapahtumien aiheuttamien voimien summaa. [22] [26]

Ballistokardiogrammin aaltojen fysiologista alkuperää on pyritty selvittämään useissa tutkimuksissa vertaamalla BKG-signaalin muotojen ajallista yhteyttä muilla sydämen tai verenkierron toimintaa havaitsevilla mittausmenetelmillä saatuihin tuloksiin, joiden fysiologisiin merkitys tunnetaan jo entuudestaan hyvin [31] [35]. Tällaista vertailua on havainnollistettu kuvassa 2.4, jossa on nähtävissä ballistokardiogrammin ja eräiden

referenssimittauksien ajallinen yhteys. Kuvassa ballistokardiogrammi II esittää BKG-mittauksissa ajoittain havaittavaa aaltomuotoa, jossa pidentynyt K-aalto peittää alleen L- ja M-aallon. [31] Fonokardiogrammi eli sydänäänikäyrä on nimensä mukaisesti sydänäänten rekisteröinnin tuloksena saatu graafinen esitys. Sydänäänet liittyvät pääasiassa sydänlääpien avautumiseen ja sulkeutumiseen, minkä perusteella niistä nähdään sydämen syklin vaihe hyvin suurella tarkkuudella. [15] Myös kaulavaltimopulssin on todettu ilmaisevan varsin tarkasti kammiosystolen alkamisajankohtaa. [31]



**Kuva 2.4:** Ballistokardiogrammin ja eräiden muiden sydämen toimintaan liittyvien mittausten ajallinen yhteys. Kuvan alapuolella numeroiduilla pystyviivoilla on merkitty 1. eteis-kammiolääpien avautuminen, 2. kammio-valtimolääpien avautuminen, 3. kammio-valtimolääpien sulkeutuminen, 4. eteis-kammiolääpien sulkeutuminen. [31]

Vaikka ajalliset yhteydet sydämen ja verenkierron fysiologisten tapahtumien ja ballistokardiogrammin muotojen välillä tunnetaan tutkimusten perusteella nykyään hyvin, päätelmät useiden BKG:n aaltojen tulkinnasta ovat edelleen kiistanalaisia [6] [7], ja eri lähteistä saatavat tiedot ovat usein keskenään ristiriitaisia [31] [34] [35]. Pääsyyinä aaltojen fysiologisen tulkinnan ongelmiin on edellä mainittu aaltomuotojen



moniselitteisyys sekä kehossa tapahtuva BKG-signaalin vaiheen vääristyminen, joka muuttaa havaittavan BKG-signaalin ajallista kohdistusta verrattuna muiden mittausten tuloksiin. Vääristymisen suuruus riippuu kehon mekaanisista ominaisuuksista ja vaihtelee yksilöllisesti, joten sen huomiointi on hankalaa. [31] Lisäksi eri mittalaitteilla havaitut BKG-signaalit eroavat toisistaan huomattavasti lähinnä laitteiden mekaanisista ominaisuuksista riippuen, mikä vaikeuttaa eri tutkimuksissa tehtyjen päätelmien keskinäistä vertailua [32].

Kuvan 2.4 ballistokardiogrammissa havaittavia F- ja G-aaltoja kutsutaan esisystolisiksi aalloiksi, sillä ne esiintyvät eteisystolen aikana ennen kammiosystolen alkua. Nämä aallot ovat heikkoja, eivätkä aina erotu BKG-signaalissa lainkaan. Jos syketaajuus on nopea ne jäävät tavallisesti diastolen lyhenemisen takia diastolisten aaltojen alle. Esisystolisten aaltojen tulkinta on erityisen kiistanalaista. Nousevan F-aallon ajatellaan yleisesti liittyvän ainakin osittain sydänkorvakkeen supistumiseen ja laskevan G-aallon eteis-kammio läppien avautumisen jälkeiseen eteisten supistumiseen tai veren siirtymiseen eteisistä kammioihin. [22] [26] [31]

Systoliset aallot ja erityisesti IJK-kompleksi ovat amplitudiltaan BKG:n merkittävin osa ja tavallisesti BKG-mittauksen tärkein kiinnostuksen kohde. Niiden fysiologisesta tulkinnasta vallitsee myös verrattain suuri yksimielisyys verrattuna muihin BKG:n aaltoihin. Nousevan H-aallon merkityksestä on esitetty useita teorioita, mutta vallitsevan käsityksen mukaan se liitetään kammiosystolen isometriseen vaiheeseen ja sen aikana kaikkien läppien ollessa suljettuna tapahtuvaan hetkelliseen sydämeen tulevan veren virtauksen hidastumiseen. [22] [26] [35]

Ballistokardiogrammissa heti kammiosystolen ejektiovaiheen alkaessa näkyvä laskeva I-aalto aiheutuu keuhkovaltimorunkoon ja aorttaan kiihtyvällä vauhdilla työntyvän veren kehoon kohdistamasta jalkoihin suuntautuvasta rekyylivoimasta. Aortan kaartuessa alaspäin veren kulkusuunta muuttuu äkillisesti lähes päinvastaiseksi, jolloin kehoon kohdistuu verrattain suuri päähän suuntautuva rekyylivoima, mikä aiheuttaa ballistokardiogrammiin nousevan J-aallon. J-aalto on normaalisti amplitudiltaan BKG:n selkeästi voimakkain osa, ja sen heikkous voi merkitä häiriötä sydämen toiminnassa. [26] [34] Systeemisen ja keuhkoverenkierron vaikutusten suhteellinen osuus I- ja J-aallon muodostumisessa on edelleen jokseenkin kiistanalainen. Näiden vaikutukset on usein tulkittu keskenään suunnilleen saman suuruisiksi sydämen vasemman ja oikean kammion pumppaaman yhtä suuren verimäärän takia [26]. Uudemmat tulkinnat kuitenkin viittaavat vasemmasta kammiosta lähtevän veren ja systeemisen verenkierron vaikutuksen olevan selvästi voimakkaampi suuremman veren kokonaismäärän ja toisaalta keuhkoverenkierrossa tapahtuvan veren virtauksen nopean symmetrisen jakautumisen takia. [22]

J-aallon jälkeisen laskevan K-aallon puolestaan oletetaan yleisesti aiheutuvan kokonaan systeemisen verenkierron vaikutuksesta. Käytetyn mittalaitteen ominaisuuksilla on havaittu olevan poikkeuksellisen suuri vaikutus K-aallon muotoon ja voimakkuuteen, mutta tyypillisesti K-aallon huippu laskee suunnilleen I-aallon tasolle tai hieman sen alle. [26] K-aallon arvioidaan aiheutuvan pääasiassa veren hidastumisesta sen edetessä aortassa [26] sekä veren törmäyksistä hiussuonistoon erityisesti alaraajoissa [35].

Kuten aiemmin on mainittu, BKG:n aallot muodostuvat sydämen ja verenkierron eri tapahtumien yhteisvaikutuksesta. Edellä mainittujen IJK-kompleksin pääasiallisten

tekijöiden ohella esimerkiksi sydämen supistumisen aikana tapahtuva siirtymä veren työntymissuunnasta poispäin vaikuttaa ainakin I-aaltoon sen amplitudia heikentävästi. Lisäksi veren virtaus pienissä valtimoissa ja muissa verisuonissa aiheuttaa jatkuvasti kehoon erisuuntaisia heikkoja voimia. Näiden muodostaman osuuden IJK-kompleksin aaltomuodossa on arvioitu olevan noin 20 %. [22]

BKG:n diastolisten aaltojen tulkintaan liittyy systolisia aaltoja huomattavasti suurempi epävarmuus, sillä kehoon vaikuttaa diastolen aikana samanaikaisesti useita heikon voimavaikutuksen tuottavia tapahtumia. L-, M- ja N-aaltojen on epäilty liittyvän esimerkiksi voimakkaan IJK-kompleksin aiheuttamiin jälkivärähtelyihin kehossa tai kammioiden diastoliseen täyttymiseen. [26] Vallitsevan käsityksen mukaan diastoliset aallot aiheutuvat pääasiassa veren virtaussuuntien muutoksista ääreisverenkierron valtimoissa ja diastolisella täyttymisellä ja veren takaisinvirtauksella sydämeen on vain vähäinen vaikutus näiden aaltojen syntyyn [22] [26] [34].

#### **2.2.4 Ballistokardiografian haasteet**

Ballistokardiografia on ei-invasiivinen mittausmenetelmä, mikä tarkoittaa mittausten tekemisen onnistuvan mitattavaan henkilöön kajoamatta ja täysin kivuttomasti. Tavallisesti riittää, että potilas on mittauksen aikana liikkumattomana sopivan mittalaitteen päällä, jolloin mittaus voidaan suorittaa vähäisellä valmistelulla nopeasti ja edullisesti. Tämä on merkittävä etu verrattuna useisiin muihin sydämen tai verenkierron toimintaa suoraan mittaaviin menetelmiin, jotka voivat vaatia mittalaitteiden viemistä kehon sisään. [3] [7] [36] Ei-invasiivisuus on mahdollista, sillä BKG on epäsuora mittausmenetelmä eli ilmiön suoran tarkkailemisen sijaan havaitaan lähinnä ilmiön seurauksia, kuten sydämen kehoon aiheuttamia värähtelyjä. Mainituista eduista huolimatta epäsuoraan mittausperiaatteeseen liittyvät myös ballistokardiografian merkittävimmät haasteet. Mitattavassa signaalissa näkyvät hyötysignaalin eli BKG-käyrän lisäksi kaikki muut mittalaitteeseen kytkeytyvät mekaaniset tapahtumat, jotka voivat tulla sekä ympäristöstä että itse potilaasta. Tällaisia häiriöitä aiheuttavat esimerkiksi rakennuksen ja lattian tärsähtely sekä hengitys ja kaikki potilaan liikkeet. Kehosta mitattava BKG-signaali on hyvin heikko, joten sen erottamiseksi tällaiset häiriöt on pidettävä mahdollisimman pieninä. Häiriöiden vähentämistä auttaa potilaan pysyminen mittauksen aikana mahdollisimman liikkumattomana ja mittausten tekeminen mekaanisesti vakaassa ympäristössä. [3] [20] [30]

Toinen BKG:n epäsuoraan mittausperiaatteeseen liittyvä haaste on havaittavien mekaanisten voimien välittyminen mittalaitteeseen kehon eri kudosten muodostaman väliaineen kautta. Sydän ja verisuonet liittyvät jäykkään luurankoon erilaisten sidekudosten välityksellä, ja sidekudokset erottavat luurankoa myös mittalaitteesta. BKG-signaalin kulkiessa näiden rakenteiden läpi siihen aiheutuu vaimennuksia, muodonmuutoksia ja edellisessä kappaleessa mainittuja vaiheen vääristymiä. Niiden vaikutukset ja voimakkuus riippuvat kudosten mekaanisista ominaisuuksista, kuten elastisuudesta ja ominaistaajuudesta. Sidekudosten koossa, muodossa ja mekaanisissa ominaisuuksissa on eri henkilöiden erilaisista ruumiinrakenteista johtuen suuria yksilöllisiä vaihteluita, joten eri henkilöiltä mitattavat ballistokardiogrammit voivat poiketa toisistaan merkittävästi vaikeuttaen entisestään ballistokardiogrammin tulkintaa. [3] [5]

Kehon kudoksiin liittyvän vääristymisen ja vaimenemisen lisäksi mittalaitteet aiheuttavat BKG-signaaliin vastaavanlaisia kullekin mittalaitetyypille ominaisia muutoksia, jotka riippuvat lähinnä laitteen mekaanisista ominaisuuksista. Nämä vääristymät johtuvat pääasiassa kehon ja mittalaitteen välisestä puutteellisesta mekaanisesta kytkeytymisestä ja mittalaitteen ominaistaajuuteen liittyvistä värähtelyistä. Tällaiset värähtelyt eivät liity mitenkään ballistokardiogrammiin, vaan ovat puhtaasti hyötysignaalin mittaamista hankaloittavia häiriöitä. Teoreettisesti nämä ongelmat vähenevät, jos kehon ja mittalaitteen välinen kytkeytyminen saadaan riittävän hyväksi ja kehon ja mittalaitteen muodostama kappale saadaan liikkumaan mahdollisimman vapaasti ilman tukirakenteiden aiheuttamaan vuorovaikutusta. [3] [5]

### 2.2.5 Ballistokardiografian sovellukset

Ballistokardiografia antaa sydämen toiminnasta paljon tietoja, joita ei helposti voida mitata muilla ei-invasiivisilla menetelmillä [26]. Koska BKG mittaa varsin kokonaisvaltaisesti sydämen ja verenkiertoelimistön toimintaa, lähes kaikkien sydänsairauksien tai verenkierron häiriöiden on todettu aiheuttavan jonkinlaisia muutoksia potilaalta rekisteröitävään ballistokardiogrammiin. Tällaiset havainnot ovat herättäneet kiinnostusta käyttää ballistokardiografiaa diagnostisena menetelmänä, jonka avulla potilaalta rekisteröitävän epänormaalien ballistokardiogrammin muodoista voitaisiin kvalitatiivisesti tunnistaa erilaisia sydänsairauksia. [36]

Sekä terveiltä että sairailta henkilöiltä mitattujen ballistokardiogrammien muotoja, ominaisuuksia ja epänormaalien muotojen ilmenemistä eri tilanteissa on tutkittu runsaasti [35] [37] [38] [39] [40]. Erityisen laajasti on selvitetty sepelvaltimotaudin vaikutusta potilaan ballistokardiogrammin muotoihin. Sepelvaltimotauti ja muut myokardiumin toimintaan vaikuttavat sairaudet muuttavat usein sydämen mekaanista toimintaa, joten ne näkyvät herkästi suurina epänormaaleina muutoksina ballistokardiogrammissa. [26] Tutkimustulokset tukevat varsin yhtenäisesti BKG:n käyttökelpoisuutta sepelvaltimotaudin tunnistamisessa ja osoittavat sairautta ilmentävien epänormaalien muotojen näkyvän herkemmin potilaan BKG:ssa kuin esimerkiksi EKG:ssa [26] [37] [38]. Monista tulkinnan epävarmuustekijöistä ja virhelähteistä johtuen ballistokardiografian diagnostinen käyttökelpoisuus on kuitenkin rajoittunutta, eikä se voi kliinisessä työssä korvata täysin mitään olemassa olevaa menetelmää. BKG voi silti täydentää muilla menetelmillä saatuja tietoja. [26] Myös tulokset yhteyksien löytämiseksi useimpien yksittäisten sydänsairauksien ja niitä vastaavien BKG-käyrän muotojen välillä ovat toistaiseksi olleet melko heikkoja, joten kvalitatiivisen diagnostiikka onnistuu BKG:n avulla vain hyvin rajoitetusti. Tämä johtuu ainakin osittain käytettyjen mittalaitteiden alkeellisuudesta ja tulosten puutteellisesta tulkinnasta, joten menetelmien kehittyminen ja lisätutkimus voivat tulevaisuudessa selvästi parantaa BKG:n käyttökelpoisuutta potilasdiagnostiikassa. [36] [41]

Ballistokardiogrammien muotoja tulkittaessa on huomioitava, että kaikki epänormaalit aaltomuodot eivät ole sairauksien aiheuttamia, vaan myös esimerkiksi korkean iän on todettu lisäävän BKG:n muodonmuutosten todennäköisyyttä huomattavasti. Tällaiset epänormaalit aaltomuodot alkavat yleistyä noin 45 ikävuoden jälkeen, ja yli 60-vuotialla niitä havaitaan selvästi yli puolella koko väestöryhmästä. Näitä muutoksia ei ole voitu yhdistää mihinkään erityiseen sairauteen, vaan niiden on arveltu johtuvan lähinnä

ikäntymisen aiheuttamasta sydämen supistumisvoimakkuuden heikkenemisestä ja iskuutilavuuden pienenemisestä. [26] [36] [40] Tyypillisiä korkeaan ikään liittyviä muutoksia ovat I-aallon lyheneminen verrattuna K-aaltoon sekä I-, ja J-aaltojen amplitudien heikkeneminen [40]. Muutokset ovat siis sekä kvalitatiivisia että kvantitatiivisia, ja ne muistuttavat paljon sepelvaltimotauteihin liitettyjä epänormaaleja aaltomuotoja. Vaikeudet ikään ja sairauksiin liittyvien epänormaalien BKG:n muotojen erottamisessa toisistaan ovatkin merkittävän BKG:n käyttökelpoisuutta erityisesti sepelvaltimotaudin diagnosoinnissa rajoittava tekijä. [26] [36] [40]

Edellisessä kappaleessa mainittujen virhelähteiden lisäksi merkittävä BKG:n tulkintaa hankaloittava tekijä on hengityksen aiheuttama variaatio ballistokardiogrammin aaltomuodossa ja amplitudissa. Hengityksen vaikutus vaihtelee paljon käytetyn mittalaitteen ominaisuuksien mukaan. Tyypillisesti IJ-amplitudin on havaittu olevan suurempi sisäänhengityksen ja pienempi uloshengityksen aikana, joten peräkkäisiinkin sykkeisiin liittyvien BKG-käyrien muodot voivat selvästi poiketa toisistaan hengityksen vaiheesta riippuen. Näin ollen hengityksen mahdollisesti aiheuttamat muodonmuutokset on tärkeä huomioida BKG:n diagnostisessa tulkinassa. [3] [26] Viimeaikaisissa tutkimuksissa hengityksen vaikutusta on pyritty vähentämään muun muassa käyttämällä hengitykseen lukittua keskiarvoistusta BKG-signaalin aikatason analyysissa [42].

Diagnostisen käytön ohella ballistokardiografian mahdollisuuksia on pohdittu laajasti iskuutilavuuden ja muiden sydämen pumppausvoimaa jollakin tavalla kuvaavien suureiden kvantitatiivisessa mittauksessa. Ballistokardiogrammin aaltojen ja erityisesti IJK-kompleksin amplitudin onkin yleisesti havaittu olevan yhteydessä sydämen supistumisvoimaan. Kappaleen 2.2.3 mukaisesti I- ja J-aallot aiheutuvat aorttaan ja keuhkovaltimorunkoon kammiosystolen aikana työntyvän veren liikkeistä sekä osittain sydämen supistumisesta, minkä osaltaan selittää tätä yhteyttä. IJ-amplitudin ja iskuutilavuuden välistä riippuvuutta tutkittiin paljon 1900-luvun puolivälissä, mutta havaittu korrelaatio jäi usein korkeintaan kohtalaiseksi. IJ-amplitudin arveltiin kuvaavan paremmin sydämen supistumisvoimaa ja veren virtausnopeutta suurissa valtimoissa kuin iskuutilavuutta. Lisäksi eri lähteistä tulevat häiriöt ja virheet todettiin luotettavan iskuutilavuuden määrittämisen kannalta usein liian suuriksi. Erityisesti hengitykseen liittyvät muutokset BKG-aaltojen amplitudeissa voivat aiheuttaa huomattavia vääristymiä iskuutilavuuden määrittämisen tuloksiin. [3] [26]

Uudemmat 2000-luvulla tehdyt tutkimukset tukevat aiempaa paremmin ballistokardiografian toimivuutta myös iskuutilavuuden mittauksessa, mikä viittaa aiempien ongelmien johtuneen ainakin osittain mittausmenetelmien ja mittalaitteiden heikkouksista sekä virhelähteiden, kuten hengityksen suuresta vaikutuksesta [4] [6]. Ballistokardiografian laajoja mahdollisuuksia puoltavat myös monet fyysisen kunnon ja BKG:n välistä yhteyttä selvittäneet tutkimukset. Kuntourheilijoiden BKG-käyrien muotojen on esimerkiksi eräässä tutkimuksessa havaittu erottuvan selkeämmin, ja niiden amplitudien on havaittu olevan suurempia kuin muilla terveillä normaalikuntoisilla henkilöillä [43]. Toisessa tutkimuksessa todettiin puolen vuoden pituiseen kestävyysharjoittelua ja juoksua sisältävään kunto-ohjelmaan osallistuneiden keski-ikäisten miesten BKG-käyrien amplitudien kasvaneen tutkimuksen aikana merkittävästi. [44] Tuolityyppistä BKG-mittalaitetta hyödyntävä selvitys puolestaan viittasi ballistokardiografian soveltuvan sydämen ja verenkiertoelimistön kuntotason arviointiin kertaluontoisellakin mittauksella [45]. Nämä tulokset ovat lähinnä suuntaa

antavia, eivätkä sellaisenaan osoita BKG:n soveltuvan yhden henkilön yksilöllisen kunnon tai iskutilavuuden absoluuttiseen määrittelyyn. Absoluuttisten arvojen mittaamista hankaloittavat erityisesti edellisessä kappaleessa mainitut potilaan yksilöllisistä ominaisuuksista riippuvat vääristymät BKG-signaalin amplitudissa. Saman potilaan kehitystä vertaavissa suhteellisissa mittauksissa vääristymien vaikutus kuitenkin on vähäisempi, jos potilaan ruumiinrakenne ei olennaisesti muutu eri mittauksien välillä. Näin ollen ballistokardiografia voi tulevaisuudessa olla tehokas menetelmä erityisesti sydämen toiminnan ja fyysisen kunnon pitkäaikaisessa seurannassa. [6]

### 2.2.6 Mittaukseen käytettyjä ratkaisuja

Ballistokardiografisiin mittauksiin on kehitelty useita erilaisia mittalaitteita eli ballistokardiografeja, joita voidaan luokitella esimerkiksi potilaan asennon, mitattavan suureen ja laitteiston ominaistajuuksien mukaan. Useimmissa ballistokardiografeissa mittaukset suoritetaan potilaan ollessa makuuasennossa laitteen päällä. Varhaiset makuuasentoa käyttävät laitteet olivat jousien varaan tuettuja suuria pöytiä [19] [46] tai vapaasti liikkuvia heilurimaisia katosta köysien varassa riippuvia kevyitä pöytätasoja [18]. [26] [32] Mittauksissa tarkkailtiin potilaan kehon aiheuttamaa siirtymää näissä pöydissä [26]. Uudemmat ratkaisut ovat lähinnä sänkytyyppisiä mittalaitteita [41] [47].

Makuuasennon lisäksi mittauksissa voidaan käyttää seisoma-asentoa, jolloin potilas seisoo sopivan mittalaitteen päällä. Jo ensimmäiset BKG-mittaukset tehnyt Gordon käytti mittauksissaan aluksi painon mittaamiseen tarkoitettua vaakaa, jonka päälle mitattava henkilö asettui seisomaan [18]. Ballistokardiografian alkuaikoina seisoma-asennon todettiin kuitenkin soveltuvan potilaan kehon tahattomien liikkeiden aiheuttamien suurten häiriöiden takia huonosti luotettavien mittauksien tekemiseen, joten makuuasennon käytöstä tuli vallitseva mittausmenetelmä [26]. Viime aikoina mittaustekniikan ja signaalinkäsittelymenetelmien kehittyminen sekä tarve pienten kotikäyttöön soveltuvien laitteiden kehittämiseen on jälleen edistänyt seisoma-asentoa käyttävien mittalaitteiden kehittämistä [4] [6] [48] [49]. Myös tämän diplomityön kohteena on seisoma-asentoa hyödyntävä vaakatyypinen BKG-mittalaite. Kolmas mahdollinen BKG:n mittausasento on istuma-asento. Seisoma- tai makuuasennon laitteisiin verrattuna istuma-asennossa olevaa potilasta mittaavat ballistokardiografit ovat harvinaisempia, mutta myös tällaisia tuolityyppisiä laitteita on jonkin verran kehitetty [27] [30] [47].

Toinen luokittelutapa on jakaa ballistokardiografit niiden mitattavan fyysikaalisen suureen mukaan. Ballistokardiografiassa voidaan havaita joko potilaan kehon siirtymää ( $x$ ), nopeutta ( $v$ ) tai kiihtyvyyttä ( $a$ ). Mitattava suure määräytyy mittalaitteen ominaisuuksien ja fyysikaalisen mittausperiaatteen tai käytettyjen anturien perusteella. Eri suureiden mittaukset tuottavat omanlaisensa ballistokardiogrammit, jotka kuitenkin muistuttavat toisiaan tietyiltä osin ja ovat periaatteessa myös matemaattisesti johdettavissa toisistaan. Normaaliballistokardiogrammin tyypillinen muoto on mitattu siirtymää havaitsevalla mittauksella, mikä on tärkeää huomioida tulkittaessa kiihtyvyyden tai nopeuden mittaukseen perustuvaa BKG-käyrää. [32] [50]

Perinteisesti BKG-mittalaitteet on jaettu kolmeen luokkaan ominaistajuuksien perusteella. Ominaistajuudeltaan yli 8 Hz:n laitteita kutsutaan korkeataajuus- eli HF-

laitteiksi (*high frequency*). Ominaistaajuudeltaan välillä 1–3 Hz olevia laitteita sanotaan matalataajuus- eli LF-laitteiksi (*low frequency*). Mittalaitteet, joiden ominaistaajuus on alle 0,5 Hz, ovat ultramatalataajuus- eli ULF-laitteita (*ultra-low frequency*). Näiden laitetyyppien lisäksi on kehitetty ballistokardiogrammia suoraan keholta mittaavia laitteita. [3] [5] [32] HF-mittalaitteita ovat esimerkiksi jäykällä jousilla ympäristöönsä tuetut pöytätyyppiset ratkaisut, kuten Starrin käyttämä vaimentamaton pöytä. LF-laitteita puolestaan ovat esimerkiksi useimmat melko heikoilla jousilla ympäristöönsä liittyvät tai katosta köysien varaan ripustetut kriittisesti vaimentuneet pöydät. ULF-tyyppiset laitteet kiinnittyvät ympäristöönsä hyvin heikoilla jousilla, jolloin ne voivat liikkua suhteellisen vapaasti. Niissä saavutetaan usein varsin hyvä potilaan ja mittalaitteen välinen kytkeytyminen. Esimerkki ULF-laitteesta on Gordonin [18] käyttämä vaaka. [5] [32]

HF-laitteiden etuna on, että matalataajuiset hengityssignaalit vaimentuvat niissä tehokkaasti, eikä hengitys häiritse mittauksia. Samalla kuitenkin vaimentuvat myös BKG-signaalin matalataajuiset komponentit, mikä aiheuttaa vääristymiä BKG:n amplitudiin ja aaltomuotoon. LF-laitteissa vastaavaa vaimentumista ei tapahdu, mutta hengityssignaali näkyy mittauksissa voimakkaana tehden BKG:n tulkinnasta hyvin vaikeaa ilman potilaan hengityksen pidättämistä. Sekä HF- että LF-laitteet aiheuttavat niissä tapahtuvan resonanssin takia suuria vääristymiä mittauksiin, jos laitteiden ominaistaajuus osuu mittavan BKG-signaalin kanssa samalle taajuuskaistalle. ULF-laitteissa tällaiset resonanssin aiheuttamat vääristymät sen sijaan ovat vähäisiä. [5] [26]

Erilaisista mekaanisista ominaisuuksistaan ja rakenteistaan johtuen eri laitteet tuottavat usein huomattavasti toisistaan poikkeavaa signaalia. Edes samalta henkilöltä erityyppisillä mittalaitteilla havaitut ballistokardiogrammit eivät siis aina ole suoraan verrattavissa keskenään, vaikka niistä yleensä on tunnistettavissa lähes kaikki normaaliballistokardiogrammin tyyppilliset aaltomuodot. Erilaisilla mittalaitteilla saatujen tulosten vaikea keskinäinen vertailu onkin yksi ballistokardiogrammien tulkinnallista ymmärtämistä selvästi hankaloittava tekijä. [5] [27]

### 3 Kiihtyvyyssanturit

Kiihtyvyyssantureilla mitataan nimensä mukaisesti kiihtyvyyttä, joka voi olla joko lineaarista tai kulmakiihtyvyyttä. Tässä työssä keskitytään vain lineaarista kiihtyvyyttä mittaaviin kiihtyvyyssantureihin. Elektronisia antureita käytettäessä mitattava kiihtyvyys muunnetaan yleensä helpommin käsiteltävissä olevaan muotoon sähköiseksi suureeksi, kuten jännitteeksi, virraksi, resistanssiksi tai varaukseksi. Kiihtyvyyden SI-järjestelmän mukainen yksikkö on  $\text{m/s}^2$ , mutta kiihtyvyyssanturien yhteydessä käytetään kiihtyvyyden yksikkönä tavallisesti suhdetta normaaliputoamiskiihtyvyyteen maan pinnalla eli  $g$  ( $g = 9,80665 \text{ m/s}^2$ ). [51] Tässä luvussa käsitellään kiihtyvyyssanturien rakennetta ja toimintaperiaatetta yleisellä tasolla keskittyen erityisesti VTI:n valmistamiin kapasitiivisiin MEMS-antureihin. Työssä käytetyt kiihtyvyyssanturimallit esitellään yksityiskohtaisemmin seuraavassa luvussa.

#### 3.1 MEMS-kiihtyvyyssanturit

Elektroniikan valmistustekniikan kehittyminen on mahdollistanut elektronisten komponenttien kustannustehokkaan massavalmistuksen, jossa yhdelle piikiekolle voidaan valmistaa tuhansia samanlaisia piirejä ja samanaikaisesti voidaan käsitellä satoja piikiekoja. Tällaisia puolijohdeteollisuudessa hyvin pitkälle kehitettyjä valmistusmenetelmiä voidaan perinteisen elektroniikan lisäksi hyödyntää myös MEMS-laitteiden (*Micro Electro Mechanical Systems*) valmistuksessa. [52] MEMS-laitteilla tarkoitetaan mikrometriä kokoluokkaa olevia sähkömekaanisia laitteita. Sähkömekaanisella viitataan tässä yhteydessä sekä laitteiden sähköiseen toimintaan tai elektroniikkaan että laitteiden mekaaniseen puoleen eli käytännössä laitteiden sisältämiin liikkuviin osiin. MEMS-teknologian tavallisimpia sovelluksia ovat anturien lisäksi mustesuihkutulostinten tulostuspäät, magneettilevyjen lukupäät sekä erilaiset aktuaattorit. [53]

Useimpien MEMS-laitteiden valmistuksessa hyödynnetään optiseen litografiaan perustuvia menetelmiä. Litografian jälkeinen jatkoprosessointi voidaan toteuttaa etsauksella tai erilaisilla ohutkalvon kasvatusmenetelmillä, joilla mahdollistetaan kolmiulotteisten rakenteiden ja samalla liikkuvien osien toteutus. Koska litografiset tekniikat vaativat yleisesti tasaisen alustan ja käytettävät työkalut ja työstömenetelmät on suunniteltu piikiekoille, käytetään MEMS-laitteiden materiaalina yleensä pääasiassa piitä. [53]

MEMS-anturit voidaan integroitujen piirien valmistusprosesseista omaksuttujen menetelmien avulla valmistaa hyvin pienikokoisiksi ja kevyiksi verrattuna useimpiin muihin antureihin. MEMS-anturit ovat myös kappalehinnaltaan edullisempia valmistaa teollisessa mittakaavassa, sillä valmistuksessa voidaan suoraan hyödyntää puolijohdeteollisuuden käyttämiä hyvin kustannustehokkaita menetelmiä. Suurin osa kaupallisista kiihtyvyyssantureista perustuukin nykyään MEMS-teknologiaan joko pinta- tai bulk-mikromekaniikalla toteutettuna. [52] [54]

MEMS-kiihtyvyyssantureissa kiihtyvyyden mittaaminen perustuu tavallisesti pietsosähköiseen ilmiöön, pietsoresistiiviseen ilmiöön tai kapasitanssin muutokseen [54], mutta muitakin menetelmiä on olemassa. Esimerkiksi MEMSIC on kehittänyt lämmön konvektioon perustuvia kiihtyvyyssantureita [55]. Pietsosähköistä ilmiötä hyödyntävissä

kiihtyvyyssantureissa pietsosähköiseen materiaaliin muodostuu kiihtyvyyden aiheuttaman voiman vaikutuksesta varaus, jonka suuruus on verrannollinen sen aiheuttaneeseen kiihtyvyyteen. Tätä varausta mittaamalla voidaan siten havaita myös kiihtyvyyttä. [56] Pietsoresistiivisissä kiihtyvyyssantureissa kiihtyvyyden aiheuttama voima muuttaa anturielementin puolijohdemateriaalin resistanssia. Muutos voidaan mitata tavanomaisilla resistanssin mittaukseen käytetyillä menetelmillä, ja saadusta arvosta voidaan laskea muutoksen aiheuttanut kiihtyvyys. [54]

Kapasitiivisissa kiihtyvyyssantureissa mitataan kiihtyvyyden aiheuttamia anturielementin kapasitanssin muutoksia. [54] Kaikissa VTI:n valmistamissa kiihtyvyyssantureissa käytetään kapasitiivista mittauseriaa [9], mistä syystä tässä työssä käsitellään erityisesti juuri kapasitiivisia kiihtyvyyssantureita. Jatkossa kiihtyvyyssantureista puhuttaessa tarkoitetaan nimenomaan kapasitiivista mittauseriaa hyödyntäviä MEMS-kiihtyvyyssantureita, jos ei toisin mainita.

Pietsosähköisiin ja pietsoresistiivisiin antureihin verrattuna kapasitiivisten kiihtyvyyssantureiden käyttöön liittyy monia etuja. Ne toimivat laajalla lämpötila-alueella, niillä on pieni lämpötilakerroin ja korkea herkkyys, eikä niissä tapahdu offset-siirtymää mekaanisten iskujen seurauksena. Pietsosähköisistä kiihtyvyyssantureista poiketen kapasitiiviset anturit toimivat myös DC-tasossa eli niillä voidaan mitata matalataajuisia tai tasaisia kiihtyvyyksiä, jolloin ne soveltuvat käytettäväksi myös kaltevuuskulmaa painovoiman avulla mittaavissa inklinometreissa (ks. kappale 3.2.4). [57] [58] Pietsosähköisillä kiihtyvyyssantureilla staattisia kiihtyvyyksiä sen sijaan on vaikea mitata, sillä eristemateriaalien epätäydellisyydestä johtuen pietsosähköiseen materiaaliin muodostuneet varaukset purkautuvat nopeasti itsestään [56]. Pietsoresistiivisten antureiden heikkoutena verrattuna kapasitiivisiin antureihin on puolestaan selvästi huonompi signaali-kohinasuhde. Kiihtyvyyssanturin suuri herkkyys, vähäinen kohina ja DC-vaste ovat olennaisia tämän työn kohteena olevia heikkoja ja matalataajuisia ballistokardiografisia kiihtyvyyksiä mitattaessa, mikä osaltaan tukee kapasitiivisten kiihtyvyyssanturien valintaa työssä kehitetyn mittalaitteiston osaksi.

## 3.2 Kiihtyvyyssanturin rakenne ja toiminta

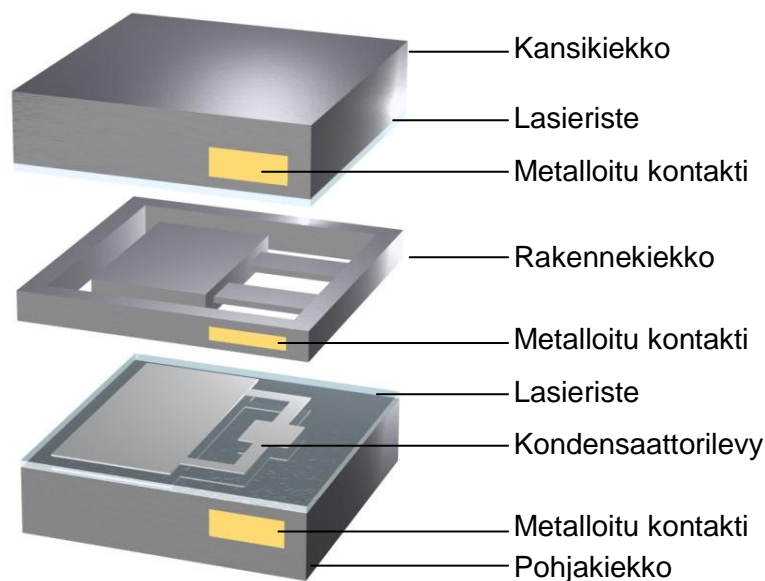
Useimmat kaupalliset MEMS-kiihtyvyyssanturit sisältävät varsinaisen kiihtyvyyttä mittaavan anturielementin sekä siihen liitetyn ASIC-piirin (*Application Specific Integrated Circuit*). Yhdessä anturikokoonpanossa voi olla useita elementtejä, jolloin voidaan esimerkiksi mitata erisuuntaisia kiihtyvyyksiä tai parantaa mittauksen tarkkuutta. ASIC-piiri sisältää mittauselektroniikan, joka muuntaa anturielementin tuottaman mittainformaation sähköiseksi signaaliksi. Lopullisessa kokoonpanossa anturielementti ja ASIC-piiri on kiinnitetty geelillä täytettyyn koteloon (ks. kappaleen 3.2.3 kuva 3.4). Ne muodostavat yhdessä valmiin elektroniikkakomponentin, joka voidaan muiden elektroniikkakomponenttien tavoin liittää piirilevyyn tai muuhun lopputuotteeseen. [59]

### 3.2.1 Kapasitiivinen anturielementti

VTI:n kapasitiiviset kiihtyvyyssanturit valmistetaan yksikiteisestä piistä ja lasista, mikä mahdollistaa anturien luotettavan, tarkan ja stabiilin toiminnan hankalissakin ympäristöolosuhteissa [9]. Pii soveltuu mekaanisten ominaisuuksiensa takia hyvin anturimateriaaliksi. Pii ei väsy kuten metallit, joten se on erinomainen jousimateriaali.



Piin kimmokerroin on myös korkea, ja se hajoaa lasin tapaan murtumalla, mikä helpottaa vikatilanteiden tunnistamista. Lisäksi pii on edullista ja sen käsittelyyn liittyvä tekniikka on muun puolijohdeteollisuuden ansiosta hyvin tunnettua ja pitkälle kehittyntä, joten massatuotanto voidaan toteuttaa kustannustehokkaasti. [51] [52] VTI:n anturielementit valmistetaan käyttäen bulk-mikromekaniikkaa, joka on subtraktiivinen eli ainetta poistava menetelmä. Siinä piilevyn pintaan muodostetaan haluttuja rakenteita piitä syövyttämällä. Syövyttämisessä voidaan käyttää joko märkä- tai kuivaprosessia. [59]



**Kuva 3.1:** Kapasitiivisen MEMS-anturielementin rakenne. [60]

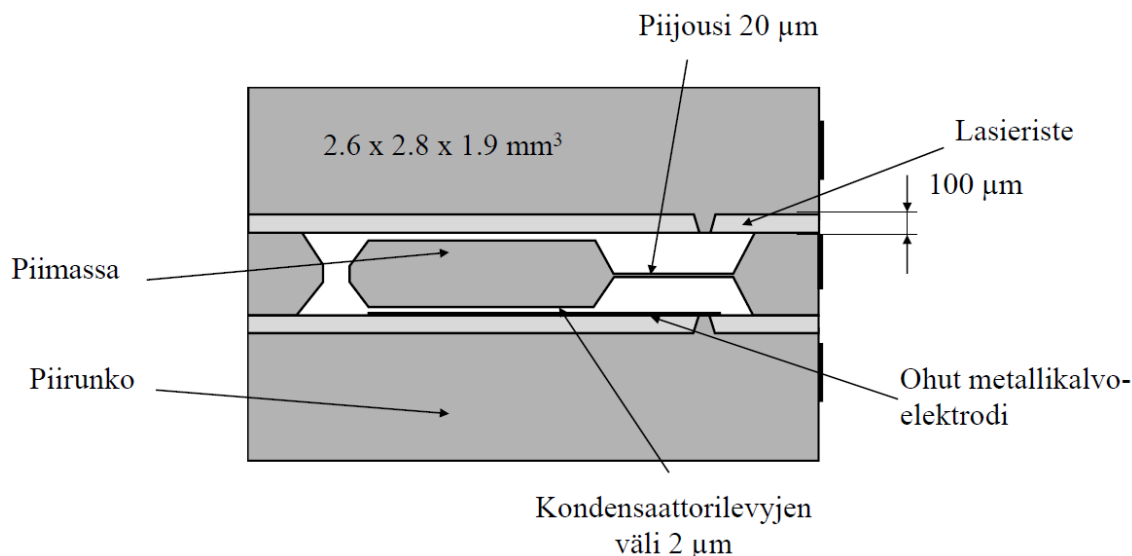
Bulk-mikromekaniikalla valmistetussa kapasitiivisessa anturielementissä on kolme toisistaan lasilla erotettua piikerrosta [59]. Erään tällaisen anturielementin mekaaninen rakenne ja poikkileikkaus on esitetty kuvissa 3.1 ja 3.2 vastaavasti. Reunoilla olevia paksuja piikiekköjä kutsutaan kansi- ja pohjiekkoksi kuvan 3.1 mukaisesti. Niihin molempiin on liitetty anturielementin laitaelektrodeina toimivat metalloinnit, ja ne on eristetty lasilla elementin keskimmäisestä piikiekosta eli rakennekiekosta. Rakennekiekko sisältää kiekon reunoihin piijousilla kiinnitetyn seismisen piimassan. Anturielementtiin vaikuttava kiihtyvyys aiheuttaa tähän massa voiman, joka pyrkii siirtämään sitä suhteessa elementin muihin osiin. Tällöin massan etäisyys kansi- ja pohjiekkoon muuttuu. Kiihtyvyyden kapasitiivinen mittauseriaate perustuu juuri tähän pintojen välimatkan muutokseen. [52] [60]

Kahden pinnan välinen kapasitanssi eli varauksen varastointikyky saadaan kaavalla

$$C = \frac{\epsilon A}{d}, \quad (3.1)$$

jossa  $C$  on kapasitanssi,  $\epsilon$  pintojen välisen väliaineen permittiivisyys,  $A$  pintojen päällekkäin osuvan alueen pinta-ala ja  $d$  pintojen välinen etäisyys [21]. Etäisyyden  $d$  muutos massan liikkuessa aiheuttaa siis edelleen kapasitanssin  $C$  muutoksen massan

molemmilla puolilla kuvassa 3.3 esitetyllä tavalla. Kansi- ja pohjakiekko on sähköisesti eristetty massasta, mikä mahdollistaa niiden ja massan välisten kapasitanssien mittaamisen. VTI:n anturielementin massan paksuus on noin 300 µm, kun taas massan ja lasieristeen väliin jäävän raon paksuus on vain noin 2 µm, joten varsinainen massan liike on hyvin pientä. Rako on tavallisesti täytetty argonilla. Lasieristeen paksuus on noin 100 µm, joten se täyttää suurimman osan massan ja piikiekkojen välisten alueiden leveydestä. [60] Kuvassa 3.2 on esitetty edellä mainittujen lisäksi muita tyypillisiä VTI:n kapasitiivisen anturielementin mittoja.



**Kuva 3.2:** Kapasitiivisen anturielementin poikkileikkaus. [61]

### 3.2.2 Kiihtyvyyden mittaaminen

Seismisen massan liike ja kiihtyvyyden mittaaminen anturielementissä perustuu Newtonin toiseen lakiin, jonka mukaan

$$F = ma, \quad (3.2)$$

jossa  $F$  on massaan kohdistuva voima,  $m$  on massa ja  $a$  on massan kiihtyvyys. Toisaalta Hookeen lain mukaan jousi aiheuttaa siihen kiinnitettyyn massaan voiman

$$F = -kx, \quad (3.3)$$

jossa  $k$  on jousivakio ja  $x$  massan poikkeama tasapainoasemastaan. [21] Näiden perusteella saadaan kiihtyvyyden ja massan poikkeaman välille kaava

$$a = -\frac{kx}{m}. \quad (3.4)$$

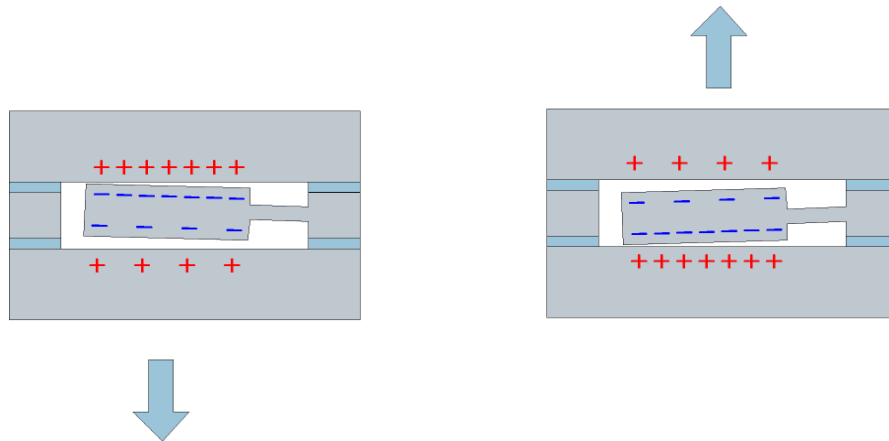
Kaavojen 3.1 ja 3.4 perusteella ja huomioimalla, että kaavan 3.1 etäisyyden muutos  $\Delta d$  vastaa massan poikkeamaa  $x$  tasapainoasemastaan, saadaan kapasitanssin muutokselle kaava

$$\Delta C = \frac{\varepsilon A}{\Delta d} = -\frac{\varepsilon A k}{ma} \quad (3.5)$$

tai edelleen kiihtyvyyssanturin havaitsemalla kiihtyvyydelle

$$a = -\frac{k\varepsilon A}{m\Delta C}. \quad (3.6)$$

Kuvassa 3.3 on havainnollistettu rakennekiekon massan liikettä ja kapasitanssien muutosta anturin kokiessa kiihtyvyyttä nuolen osoittamaan suuntaan. Kuvasta nähdään, että kapasitanssi kasvaa etäisyyden pienenessä ja vähenee etäisyyden kasvaessa, kuten myös kaavasta 3.1 voidaan todeta.



**Kuva 3.3:** Kapasitiivisen kiihtyvyyssanturin toimintaperiaate. Nuolet osoittavat kiihtyvyyden suunnan. Varausten tiheys on verrannollinen kapasitanssin suuruuteen. [60]

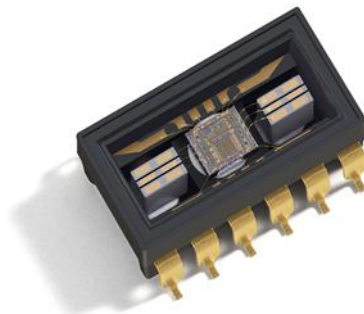
Kapasitanssin muutoksen  $\Delta C$  mittaamisen herkkyyttä parannetaan VTI:n kiihtyvyyssantureissa käyttämällä differentiaalista mittauseriaa. Tällöin mitataan sekä massan ja kansikiekon että massan ja pohjakiekon välisiä kapasitanssin muutoksia. Kuvan 3.3 mukaisessa tilanteessa kapasitanssin muutoksia siis mitataan liikkuvan massan molemmilta puolilta. Näiden erisuuntaisten muutosten erotuksena saadaan differentiaalinen kapasitanssin muutos. Koska useimmat yhteismuotoiset häiriöt vaikuttavat molempien kapasitanssien mittaukseen samalla tavalla, niiden vaikutus vähenee differentiaalisen mittauseriaa avulla ja anturielementin kohina pienenee. Differentiaalisesta kapasitanssimuutoksesta voidaan kullekin anturielementille ominaisen siirtofunktion avulla edelleen muodostaa molempien kapasitanssien muutoksiin verrannollinen anturielementin ulostulosignaali. [57] [60]

### 3.2.3 ASIC-piiri

ASIC-piirille on integroitu anturin mittaus- ja signaalinkäsittelyelektroniikka. Anturielementiltä tuleva kiihtyvyyteen verrannollinen kapasitiivinen signaali muutetaan ASIC-piirin mittauslohkolla jännitteeksi, joka ohjataan edelleen useiden signaalinkäsittelylohkojen läpi. Näissä lohkoissa signaalia käsitellään anturielementille yksilöllisillä toimintaparametreilla, jotka on ohjelmoitu anturin kalibroinnin yhteydessä ASIC-piiriin muistiin [59]. Toimintaparametreihin vaikuttavat esimerkiksi kaavan 3.6 vakiosuureiden arvot. Lisäksi signaalille suoritetaan erilaisia virheisiin, kuten lämpötilan vaikutukseen ja epälineaarisuuteen, liittyviä korjauksia. [54] [61]

Signaalinkäsittelyn lopputuloksena saadaan tarkkaan kalibroitu kiihtyvyyteen verrannollinen jännitesignaali [54]. Tämä ASIC-piirin ja samalla koko kiihtyvyyssanturin ulostulosignaali voi olla analoginen tai digitaalinen anturityypistä riippuen. Analoginen signaali on yleensä jännitettä, jonka suuruus on verrannollinen anturin havaitsemaan kiihtyvyyteen. Digitaalinen signaali puolestaan voi olla digitaalista informaatiota tai pulssileveysmoduloitua PWM-signaalia (*Pulse Width Modulation*). [59]

Anturin loppukokoonpanossa ASIC-piiri liitetään anturin kotelon sisällä sähköisesti anturielementteihin ja kotelon jalkoihin, jotta elementtien havaitsema kiihtyvyys voidaan mitata ja ASIC-piirin siitä muodostama ulostulosignaali välittää edelleen anturin ulostuloihin. Liittämässä käytetään lankabondaukseksi (*wire-bonding*) kutsuttua menetelmää [59]. Kuvassa 3.4 on esitetty tässäkin työssä käytetty SCA103T-kiihtyvyyssanturi ilman kotelon kantta ja geelitäyttöä. Kotelon keskellä näkyy ASIC-piiri, joka on liitetty kotelon molemmilla reunoilla näkyviin anturielementteihin ja kotelon jalkoihin [60].



**Kuva 3.4:** SCA103T-kiihtyvyyssanturi ilman kotelon kantta ja geelitäyttöä. [60]

### 3.2.4 Inklinometrit

Inklinometrit ovat kallistuksen ja kaltevuuskulman mittaamiseen suunniteltuja kiihtyvyyssantureita, joilla havaitaan painovoiman aiheuttamaa vakiokiihtyvyyttä inklinometrin mitta-akselien suunnassa. Vertaamalla mitattua arvoa eli mitta-akselin suuntaista painovoimavektorin komponenttia normaaliputoamiskiihtyvyyteen voidaan tiettyjä korrelaatioyhtälöitä käyttämällä määrittää anturin mitta-akselien ja painovoimavektorin välinen kulma ja edelleen anturin kaltevuuskulma. Koska tarkan kaltevuuden määrittäminen vaatii hyvin pienten ja hitaasti muuttuvien kiihtyvyyserojen havaitsemista, inklinometrit on suunniteltu herkiksi erittäin pienille kiihtyvyyden muutoksille ja optimoitu matalan taajuuskaistan mittauksiin. [10] [62] [63] Näistä BKG-mittauksen kannalta hyvistä ominaisuuksista johtuen, kaikki tässä diplomityössä käytetyt kiihtyvyyssanturit ovat inklinometrityyppisiä.

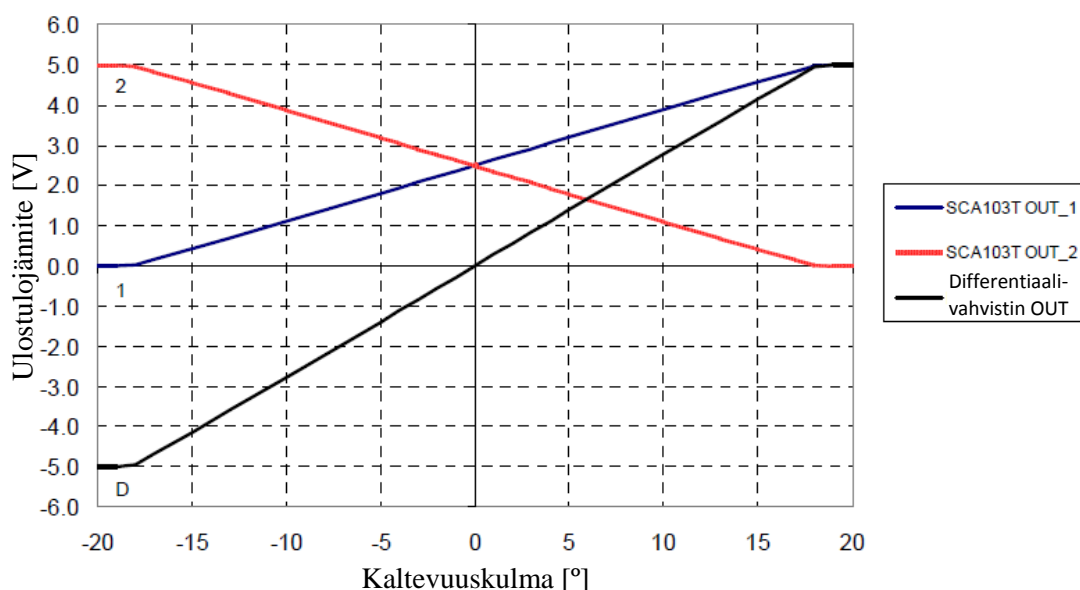
### 3.2.5 Ulostulosignaalien differentiaalinen mittaus

Eräiden kiihtyvyyssanturien suorituskkyä on parannettu käyttämällä differentiaalista mittauksista anturin ulostulosignaalien lukemisessa. Tätä ei tule sekoittaa kappaleessa 3.2.2 mainittuun anturin sisäiseen elementin kapasitanssien differentiaaliseen mittauseriaatteen. Differentiaalista ulostulojen mittausta hyödyntävissä antureissa

on tyypillisesti kaksi anturielementtiä, joiden mitta-akselit ovat keskenään vastakkaissuuntaisia. Elementtien ulostulosignaaleina saadaan tällöin kaksi keskenään vastakkaissuuntaista kiihtyvyyssignaalia. [62]

Useimmat häiriölähteet vaikuttavat samalla tavalla molempiin anturielementteihin, joten häiriöiden vaikutus kumoutuu ulostulosignaalien erotuksena saatavassa differentiaalisessa signaalissa. Vastakkaisten suuntiensa takia elementtien kiihtyvyyssignaalit eivät kuitenkaan kumoudu signaalien erotuksessa. Differentiaalinen signaali pitää muodostaa anturin ulkopuolella joko mikrokontrollerin tai differentiaalivahvistimen avulla. Yleisesti differentiaalisella ulostulojen mittauksella voidaan kiihtyvyyssignaalista poistaa lähes kaikki yhteismuotoiset häiriöt ja vähentää kohinaa hyvin tehokkaasti. Lisäksi anturin lämpötilariippuvuutta saadaan vähennettyä ja stabiiliutta ajan suhteen kasvatettua merkittävästi. [10] [62]

VTI:n kiihtyvyyssantureissa differentiaalista ulostulojen mittausta hyödynnetään esimerkiksi SCA103T-sarjan antureissa, jollaista käytetään myös tämän työn tärkeimpänä anturina. Kuvassa 3.5 on havainnollistettu ulostulojen differentiaalista mittausta SCA103T-D04-anturin avulla. Vastakkaissuuntaisten anturielementtien tuottamat ulostulosignaalit kanavasta 1 (sininen) ja kanavasta 2 (punainen) johdetaan differentiaalivahvistimeen, jonka ulostulona saadaan niiden erotuksena muodostettu differentiaalinen signaali D (musta). Koska SCA103T-anturit ovat inklinometreja, kiihtyvyyden vaikutusta on kuvassa havainnollistettu kaltevuuskulman avulla. [62]



**Kuva 3.5:** Kiihtyvyyssanturin ulostulojen differentiaalinen mitta. [62]

### 3.3 Kiihtyvyyssanturien sovelluksia

MEMS-kiihtyvyyssantureita käytetään nykyään yleisesti autoteollisuudessa, erilaisissa kulutuselektronikkatuotteissa sekä monissa terveysteknologian sovelluksissa. Muita kiihtyvyyssantureiden sovelluskohteita ovat ilmailuteollisuus sekä erilaiset työkoneet ja mittalaitteet. [64]

### 3.3.1 Autoteollisuus

Autoteollisuuden tärkein kiihtyvyysanturisovellus on ajovakauden hallintajärjestelmä (*Electronic Stability Control, ESC*). Se korjaa kuljettajan ohjausliikkeitä auttaen pitämään auton ajoradalla ja ehkäisten vaarallisia ja yllättäviä tilanteita. ESC-järjestelmä mittaa auton liiketilaa lateraalista kiihtyvyyttä mittaavalla anturilla sekä kulmakiihtyvyysantureilla ja vertaa tietoja auton renkaista ja ohjauspyörän asennosta tehtäviin havaintoihin. Tarvittaessa järjestelmä auttaa vakauttamaan ajoneuvon liikettä esimerkiksi jarruttamalla jotakin rengasta tai säätämällä moottorin vääntömomenttia. [59] [64]

Toinen erityisesti uusissa autoissa yleistynyt kiihtyvyysanturisovellus on elektroninen jousitusjärjestelmä (*Electronically Controlled Suspension, ECS*), joka säätää auton jousitusta ajo-olosuhteiden mukaan lisäten turvallisuutta ja ajomukavuutta. ECS-järjestelmä mittaa kiihtyvyysantureilla auton rungon ja renkaiden liikettä ja säätää jousitusta niiden välisten erojen kompensoimiseksi. [64]

Edellisten lisäksi kiihtyvyysantureita käytetään autoteollisuudessa yleisesti myös lukkiutumattoman jarrujärjestelmän eli ABS-jarrujen (*Anti-lock Braking System*) osana. Muita sovelluksia ovat muun muassa elektroninen seisontajarru (*Electronic Parking Brake, EPB*), mäkilähtöavustin (*Hill Start Assistance, HSA*), kaatumissuoja (*Roll Over Sensors, ROV*), kallistuksen esto ja moottorin värinän vaimennus. [64]

### 3.3.2 Kulutuselektroniikka

MEMS-kiihtyvyysanturien tavallisimpia kulutuselektroniikan käyttökohteita ovat erilaiset älypuhelimet, tablet-tietokoneet, kamerat, peliohjaimet ja kaukosäätimet, joissa niitä käytetään lähinnä laitteen liikkeen ja asennon tunnistamiseen. Kiihtyvyysanturit mahdollistavat tällaisiin laitteisiin monia uusia ominaisuuksia, kuten ohjauskomennot laitteen liikkeiden avulla tai kameroissa kuvausasennon tunnistuksen ja automaattisen kuvanvakautuksen. Lisäksi kiihtyvyysanturit soveltuvat käytettäväksi urheilusuoritusta tarkkailevissa välineissä, kuten askelmittareissa tai aktiviteettia ja energian kulutusta seuraavissa laitteissa. Yleinen kulutuselektroniikan sovellus on myös GPS-navigoinnin tehostaminen GPS-navigaattoreissa ja muissa GPS-järjestelmää hyödyntävissä laitteissa, kuten matkapuhelimeissa. Kiihtyvyysantureilla voidaan GPS-sovelluksissa parantaa esimerkiksi suunnanmuutosten ja liikkeelleläähtöjen nopeaa havaitsemista. [64]

### 3.3.3 Terveysteknologia

Monissa terveysteknologian ja lääketieteen sovelluksissa hyödynnetään yleisesti kiihtyvyysantureita. Koska laitteiston oikeanlainen toiminta voi tällaisissa tapauksissa olla elintärkeää, vaaditaan kiihtyvyysantureilta korkeaa luotettavuutta ja hyvää suorituskykyä. VTI:n kiihtyvyysantureiden määrällisesti merkittävin lääketieteellisten laitteiden sovellus on sydämentahdistin. Sydämentahdistimissa kiihtyvyysantureilla tarkkaillaan potilaan fyysistä aktiivisuutta ja saatavia tietoja hyödynnetään syketahdistuksen säätämisessä kulloisenkin tarpeen mukaiseksi. [64]

Lisäksi kiihtyvyysantureita voidaan terveysteknologiassa käyttää monissa sykeä mittaavissa tai tunnistavissa laitteissa, kuten tässäkin työssä käsitellyn ballistokardiografian sekä suoraan rintakehästä sydämen mekaanista toimintaa mittaavan seismokardiografian erilaisissa sovelluksissa ja mittalaitteissa. Yleinen

kiihtyvyysanturien sairaalasovellus on myös kaltevuuskulmien tai kallistuksen määrittäminen ja sen avulla tapahtuva hoito- ja diagnostiikkavälineiden, kuten leikkauspöytien ja kuvantamislaitteistojen, erittäin tarkka asemointi. [64]

### **3.3.4 Työkoneet ja mittainstrumentit**

Kiihtyvyysantureita käytetään erilaisissa mittalaitteissa ja työkoneissa pääasiassa kallistusmittauksiin ja kaltevuuskulmien määrittämiseen. Tavallisia mittainstrumenttien sovelluksia ovat esimerkiksi kallistusmittaus elektronisissa vesiväöissä, pyörivissä lasereissa, distometreissä, hypsometreissä ja vaakalaitteiden kaltevuuskompensoinnissa. Työkoneissa yleisiä kiihtyvyysanturisovelluksia ovat kallistusmittaus maaperän porauksessa, raskaiden ajoneuvojen vaihteistoissa, pyörien suuntausjärjestelmissä sekä metsä- ja työkoneiden automaattisessa vaaituksessa. Lisäksi kiihtyvyysantureita käytetään esimerkiksi kaivinkoneiden kauhan paikan mittauksessa, erilaisten ajoneuvojen liikeanturoinnissa sekä maatalousajoneuvojen tarkassa navigoinnissa ja automaattiohjauksessa. [64]

### **3.3.5 Ilmailuteollisuus**

Ilmailuteollisuudessa kiihtyvyysantureita käytetään yleisesti apuna lentokoneiden mittalaitteissa, ohjausjärjestelmissä ja automaattisessa lennonhallinnassa. Tärkeimpiä tällaisia sovelluksia ovat keinohorisontti, jolla voidaan määrittää maan pinnan suuntaisen horisontin suunta, sekä AHRS-järjestelmä (*Attitude Heading Reference System*), jolla saadaan tietoa lentokoneen asennosta, suunnasta, kallistuksesta ja kääntymisestä. [64]

## 4 Mittalaitteiston toteutus

Diplomityössä toteutettiin tavalliseen henkilövaakaan ja VTI:n kiihtyvyyssantureihin perustuva mittausjärjestelmä, jonka avulla voitiin osoittaa henkilövaakaan kiinnitettyjen kiihtyvyyssanturien soveltuvan BKG-signaalin mittaamiseen vaa'an päällä seisovalta koehenkilöltä. Tässä luvussa kuvataan työssä rakennettu mittalaitteisto ja selostetaan laitteiston suunnitteluun ja toteutusvaihtoehtojen valintaan vaikuttaneita tekijöitä.

### 4.1 Käytettävät kiihtyvyyssanturit

Tässä diplomityössä kehitettiin seisoma-asentoa käyttävä vaakatyypinen BKG-mittalaitteisto. Laitteistolla mitattaessa koehenkilö seisoo henkilövaa'an päällä suorassa pystyasennossa, jolloin sydämen ja verenkiertoelimistön liikkeiden aiheuttama ballistokardiografinen signaali välittyy kehon läpi vaakalevyyn eli vaa'an ylimpään osaan, jonka päällä olevan kappaleen massaa vaakaa mittaa. Työssä vaakalevyyn kytkeytyvää BKG-signaalia havaittiin vaakalevyyn kiinnitetyillä kiihtyvyyssantureilla, joten laitteistolla mitattiin kiihtyvyyssyypistä ballistokardiogrammia. BKG:n tärkeimmät komponentit ilmenevät kehon pituussuunnassa, kuten luvussa 2 on todettu. Käytetyssä mitta-asetelmassa BKG-kiihtyvyyksien pääkomponentti kytkeytyy kehon seisoma-asennon takia vaakalevyyn siis vertikaalisessa suunnassa eli yhdensuuntaisena painovoiman kanssa. Myös vaakalevyn liikkuvuus on tavallisesti suurin vertikaalisessa suunnassa, ja mahdolliset horisontaaliset kiihtyvyydet vaimentuvat vaakalevyssä voimakkaasti. Näistä syistä työssä mitattiin ainoastaan vaakalevyyn kytkeytyvää vertikaalista kiihtyvyyttä, jolloin mittalaitteessa voitiin hyödyntää useampi akselisten kiihtyvyyssantureiden lisäksi myös yksiakselisia antureita.

Käytettyjen kiihtyvyyssanturien valintaan vaikuttivat erityisesti BKG-mittauksen vaatima korkea herkkyys pieniamplitudisten signaalien havaitsemiseen ja suhteellisen matala taajuuskaista [13]. VTI:n tuotevalikoimassa on useita hyvin korkean suorituskyvyn kiihtyvyyssantureita, jotka arvioitiin tähän työhön sopiviksi. Toteutuksen pääasialliseksi pohjaksi valittiin näistä SCA103T-sarjan inklinometrityyppinen kiihtyvyyssanturi, joka tarjoaa anturivaihtoehtoista parhaan herkkyyden ja on vähiten herkkä kohinalle. Vaihtoehtojen vertailun mahdollistamiseksi samaan mittalaitteistoon integroitiin myös edullisempi ja suorituskyvyltään hieman heikompi SCA100T-sarjan inklinometri. Ennen lopullisen mittalaitteen rakentamista toteutusvaihtoehtojen vertailuun ja testaukseen lähinnä vaa'an valinnan ja anturien kiinnitysratkaisujen osalta käytettiin lisäksi SCA121T-inklinometrimoduulia, jolla testimittaukset saatiin aloitettua nopeasti jo ennen kiihtyvyyssantureille tarvittavan mittapiirin kehittämistä.

Työssä käytettyjen inklinometrien lisäksi hyvänä anturivaihtoehtona pidettiin geofonityypistä kiihtyvyyssanturia, jonka herkkyys arvioitiin inklinometreja paremmaksi. Geofonien mittausperiaate ja ulostulosignaali poikkeavat kuitenkin merkittävästi muista VTI:n kiihtyvyyssantureista aiheuttaen hankaluuksia muun muassa näytteenottoon, joten geofonit jätettiin tämän työn ulkopuolelle.

#### 4.1.1 SCA103T-kiihtyvyyssanturit

SCA103T-sarjan kiihtyvyyssanturit ovat korkean suorituskyvyn MEMS-pohjaisia analogisia inklinometreja, joiden pääasiallinen käyttökohde on kaltevuuskulman



mittaaminen. SCA103T-anturit ovat yksiakselisia, mutta niissä on kaksi keskenään vastakkaissuuntaista anturielementtiä, joille on omat ulostulokanavansa. Näiden elementtien mitta-akselin suunta on yhdensuuntainen anturin kiinnitystason kanssa. Vastakkaissuuntaisten elementtien ansiosta SCA103T-anturien ulostulosignaalien rekisteröinnissä voidaan hyödyntää differentiaalista mittausta (ks. kappale 3.2.5), jolloin yhteismuotoiset virheet kompensoituvat ja saavutetaan matala kohinataso. Tyypillinen kohinatiheys on  $7 \mu\text{m}/\sqrt{\text{Hz}}$ . [62]

SCA103T-kiihtyvyysanturit kestävät värinää ja mekaanisia iskuja 20000 g:n tasoon asti, ja niiden käyttölämpötila-alue on laaja:  $-40$ – $+125$  °C. Anturien stabiilius lämpötilan ja ajan suhteen on myös erittäin hyvä: offset-lämpötilariippuvuus tyypillisessä toimintalämpötilassa ( $-25$ – $+85$  °C) on  $\pm 0,002$  °/°C, ja offset-siirtymä pitkäaikaisessa käytössä  $+23$  °C:n vakio­lämpötilassa on alle  $0,004$ °. SCA103T-anturien tyypillinen käyttöjännite on  $+5,0 \pm 0,25$  V. Anturien ulkoiset mitat ovat  $11,31 \times 15,58 \times 5,08$  mm<sup>3</sup>, joten ne sopivat käytettäväksi melko pienissä sovelluksissa. SCA103T-sarjaan kuuluu kaksi anturiversiota, SCA103T-D04 ja SCA103T-D05, jotka eroavat toisistaan lähinnä mitta­alueeltaan ja herkkyydeltään. Näiden anturien mitta­alueet ovat  $\pm 0,26$  g /  $\pm 15$ ° ja  $\pm 0,5$  g /  $\pm 30$ ° ja herkkyydet 16 V/g ja 8 V/g vastaavasti. SCA103T-kiihtyvyysanturi voidaan kuitenkin kalibroida myös jollekin muulle mitta­alueelle. [62] Kuvassa 4.1 on esitetty SCA103T-kiihtyvyysanturi. Kuvan anturin vasemmassa reunassa näkyvä nuoli osoittaa anturin mitta-akselin suunnan.



**Kuva 4.1:** SCA103T-kiihtyvyysanturi. [10]

Koska kiihtyvyysanturit havaitsevat niihin kohdistuvasta kiihtyvyydestä vain mitta-akseliensa mukaiset komponentit, anturit on mahdollisimman suuren herkkyyden saavuttamiseksi sijoitettava asentoon, jossa mitta-akselit ovat mahdollisimman hyvin mitattavan kiihtyvyyden suuntaisia. Työssä mitattiin vain vertikaalisia kiihtyvyyksiä, joten SCA103T-kiihtyvyysanturi sijoitettiin 90° kulmaan eli siten, että sen mitta-akseli oli yhdensuuntainen vertikaaliakselin kanssa ja siis painovoimavektoriin nähden vastakkaissuuntainen. Kulmalla tarkoitetaan tässä anturin mitta-akseliin nähden kohtisuorassa olevan vektorin ja vertikaaliakselin välistä kulmaa mitta-akselin ja vertikaaliakselin muodostamassa tasossa. Kuvan 4.1 mukainen kiihtyvyysanturi ja mittapiirilevy, johon anturi oli kiinnitetty, piti siis käytännössä asettaa kyljelleen siten, että kuvassa näkyvä anturin mitta-akselin nuoli osoittaa painovoimavektoria vastaan eli suoraan ylöspäin. Tässä asennossa anturielementti kokee mitta-akselillaan painovoiman aiheuttaman 1 g:n vakiokiihtyvyyden, jonka päällä ballistokardiografiset kiihtyvyydet näkyvät amplitudiltaan alle mg-suuruusluokan flukтуаatioina. Näin ollen sovelluksessa

käytetyn kiihtyvyysanturin mittausalueen täytyy ulottua vähintään muutaman mg:n verran 1 g:n molemmille puolille.

Molempien SCA103T-anturiversioiden edellä mainitut mittausalueet ovat keskittyneet 0 g:n ympärille, eivätkä saavuta sovelluksen vaatimaa reilun 1 g:n tasoa. Työssä testattiin mittausalueeltaan suurempaa ( $\pm 0,5$  g) anturiversiota SCA103T-D05, joka pyrittiin kalibroimaan uudelle mittausalueelle. Kalibrointi onnistui melko lähelle 1 g:n tasoa, mutta anturin mittausaluetta ei onnistuttu nostamaan riittävästi 1 g:n yläpuolelle. Tästä johtuen erityisesti painovoiman suuntaiset suuriamplitudiset BKG-signaalin komponentit ulottuivat yleisesti anturilla saavutetun mittausalueen ulkopuolelle ja leikkautuivat pois mitatusta signaalista. Ongelma ratkaistiin käyttämällä lopullisessa mittalaitteessa  $\pm 2$  g:n mittausalueelle optimoitua SCA103T-anturiversiota, jolloin kaikki mitattavan BKG-signaalin osat jäivät helposti anturin mittausalueen sisäpuolelle. Tämän muokatun anturin herkkyys on 2,2 V/g, mutta muuten se vastaa ominaisuuksiltaan SCA103T-sarjan muita kiihtyvyysantureita.

#### 4.1.2 SCA100T-kiihtyvyysanturit

SCA100T-sarjan kiihtyvyysanturit ovat SCA103T-anturien tapaan MEMS-pohjaisia analogisia inklinometreja. Ne ovat kaksiakselisia, joten niillä voidaan mitata kiihtyvyyttä tai kaltevuuskulmaa kahdessa eri suunnassa. Molemmat mitta-akselit ovat anturin kiinnitystason kanssa yhdensuuntaisia ja kohtisuorassa toisiaan vastaan. Ulostulosignaalien differentiaalista mittausta ei ole kohtisuorilla anturielementeillä mahdollista käyttää, joten kohinataso on suurempi kuin SCA103T-antureilla. Tyypillinen SCA100T-kiihtyvyysanturien kohinatiheys on  $14 \mu\text{m}/\sqrt{\text{Hz}}$ . [65]

Ulkoisilta mitoiltaan, toimintalämpötiloiltaan, iskunkestävyydeltään ja käyttöjännitteiltään SCA100T-anturit ovat identtisiä SCA103T-anturien kanssa. Myös SCA100T-anturien stabiilius lämpötilan ja ajan suhteen on hyvä, mutta hieman heikompi kuin SCA103T-antureilla. Niiden offset-lämpötilariippuvuus tyypillisessä toimintalämpötilassa ( $-25$ – $+85$  °C) on  $\pm 0,008$  °/°C ja siirtymä pitkäaikaisessa käytössä  $+23$  °C:n vakio- $\pm 0,014$  °. SCA100T-sarjaan kuuluu kaksi lähinnä mittausalueeltaan ja herkkyydeltään eroavaa anturiversiota, SCA100T-D01 ja SCA100T-D02, joiden mittausalueet ovat  $\pm 0,5$  g /  $\pm 30^\circ$  ja  $\pm 1$  g /  $\pm 90^\circ$  ja herkkyydet 4 V/g ja 2 V/g vastaavasti.



**Kuva 4.2:** SCA100T-kiihtyvyysanturi. [10]

Kuvassa 4.2. on esitetty SCA100T-kiihtyvyysanturi, jonka vasemmassa reunassa näkyvät nuolet osoittavat anturin mitta-akselien suunnan. Kuvan anturissa ylöspäin

osoittava nuoli on määritelty anturin x-akselin suunnaksi ja oikealle osoittava nuoli y-akselin suunnaksi. [65] SCA100T-kiihtyvyysanturi sijoitettiin työssä rakennettuun mittalaitteeseen vastaavaan asentoon kuin SCA103T-anturi eli x-akselin suhteen 90° kulmaan ja y-akselin suhteen 0° kulmaan. Tällöin siis anturin x-akseli osoittaa suoraan ylös ja on yhdensuuntainen vertikaaliakselin kanssa ja y-akseli on siihen nähden kohtisuorassa eli horisontaalitason suuntainen. Koska työssä mitattiin vain kiihtyvyyden vertikaalista komponenttia, mittauksissa hyödynnettiin pelkästään SCA100T-anturin x-akselin suuntaista anturielementtiä, eikä y-akselin suuntaisen elementin havaintoja rekisteröity lainkaan.

Työssä käytettiin kahdesta anturiversioista mittausalueeltaan laajempaa SCA100T-D02-kiihtyvyysanturia, jonka datalehden mukainen mittausalue oli edellä mainitun mukaisesti  $\pm 1$  g. Todellisen mittausalueen todettiin ylittävän ilmoitetun arvon riittävällä marginaalilla, jolloin kaikki BKG-signaalin komponentit jäivät anturin mittausalueen sisäpuolelle. Kalibroidun SCA103T-D05-anturin ongelmana ollut BKG-signaalin suuriamplitudisten painovoiman suuntaisten komponenttien leikkautumista ei havaittu SCA100T-D02-anturia käytettäessä edes mittavan henkilön kehoa keinotekoisesti heilauttamalla aiheutetuissa amplitudiltaan erittäin suurissa BKG-signaalin piikeissä.

#### 4.1.3 SCA121T-moduulit

SCA121T-moduulit ovat valmiita kaksiakselisia inklinometrimoduuleja, joita voidaan käyttää erilaisissa kaltevuuskulmaa tai kiihtyvyyttä mittaavissa sovelluksissa. SCA121T-moduuleissa on analoginen jänniteulostulo, joten ne voidaan liittää suoraan esimerkiksi oskilloskooppiin, mikä mahdollistaa helpot ja nopeat kiihtyvyydsmittaukset. Edellä esiteltyjen anturien operointiin vaadittavia erillisiä mittapiirejä ei siis moduuleja käytettäessä tarvita. Kuvassa 4.3 on esitetty SCA121T-moduuli. Moduulin kotelon mitat ovat  $29 \times 29/41 \times 13,5 \text{ mm}^3$  ja massa noin 60 g. [63]



**Kuva 4.3:** SCA121T-kiihtyvyysanturimoduuli. [63]

SCA121T-moduulit sisältävät SCA100T-kiihtyvyysanturin, joten niiden toiminnalliset ominaisuudet ovat pitkälti samat kuin SCA100T-antureilla. SCA121T-moduulien sarjaan kuuluu kolme mittausalueeltaan, herkkyydeltään ja käyttöjännitteeltään eroavaa versiota, SCA121T-D03, SCA121T-D05 ja SCA121T-D07. Näistä SCA121T-D03- ja SCA121T-D05-moduulien mittausalue ja herkkyys ovat vastaavat kuin SCA100T-D02-antureilla ja SCA121T-D07-moduulien vastaavat kuin SCA100T-D01-antureilla. SCA121T-D03:n ja SCA121T-D07:n käyttöjännitteeksi sopii 7–35 V:n reguloidun jännitelähde. SCA121T-D05-moduulin käyttöjännite on  $+5,0 \pm 0,25 \text{ V}$ . [63]

SCA121T-moduulia hyödynnettiin tässä työssä lähinnä toteutetun mittalaitteiston suunnitteluvaiheessa, eikä sitä liitetty enää mittalaitteiston lopulliseen versioon. Moduulilla tehtiin aluksi työn konseptin toimivuutta selvittäviä mittauksia, joiden perusteella SCA100T- ja SCA103T-anturien suorituskyvyn voitiin alustavasti olettaa riittävän BKG-mittauksien tekemiseen vaa'alla seisovalta ihmiseltä. Helppokäyttöisellä moduulilla voitiin myös nopeasti selvittää eri vaakavaihtoehtojen ja mahdollisten kiinnitysmekaniikkaratkaisujen toimivuutta jo kehitystyön varhaisessa vaiheessa. Työssä käytettiin moduulin versiota SCA121T-D03, jonka jännitelähteenä voitiin käyttää edullisia ja helposti saatavilla olevia tavallisia 9 V:n paristoja ja jonka mittaalue ( $\pm 1$  g) on sama kuin SCA100T-D02:lla ja siten riittävä BKG-signaalin mittaamiseen (ks. edellinen kappale). Moduuliin tehtiin tarvittavat johdotukset sen kytkemiseksi oskilloskoopin BNC-liitäntään ja 9 V:n paristoon. Oskilloskooppina käytettiin USB-liitäntäistä PicoScope 2205 -PC-oskilloskooppia, jonka todettiin moduulilla tehtyjen havaintojen perusteella soveltuvan myös lopullisen mittalaitteiston datankeräimeksi (*Data Acquisition system, DAQ*).

## 4.2 Mittapiiri

Mittapiiriä suunniteltaessa lähtökohdaksi otettiin SCA103T-kiikhtyvyysanturi, mutta SCA121T-moduulilla saatujen lupaavien tulosten takia samalle piirilevyllä päätettiin integroida myös SCA100T-anturi. Mittapiirin mahdollisina toteutusvaihtoehtoina arvioitiin kahta erityyppistä levyä. Toisessa vaihtoehdossa kulloinkin käytettävä kiikhtyvyysanturi oli mahdollista valita kytkimellä ja toisessa molemmat anturit voivat toimia yhtä aikaa. Näistä valittiin jälkimmäinen vaihtoehto, koska tällä ratkaisulla saadaan molemmilla antureilla mitattua samanaikaisesti samaa fysikaalista ilmiötä, jolloin tulokset tulevat helpommin vertailukelpoisiksi.

### 4.2.1 Piirikaavio

Mittapiirin piirikaavio suunniteltiin Mentor Graphicsin PADS Logic -ohjelmistoa käyttäen. Valmis piirikaavio on esitetty liitteessä A. Tilan säästämiseksi ja häiriölähteiden välttämiseksi mittapiiri pyrittiin pitämään yksinkertaisena. SCA100T- ja SCA103T-kiikhtyvyysanturien käyttöjännitteet suunniteltiin otettavaksi samasta jännitelähteestä. SCA100T:n molemmille kanaville tehtiin omat ulostuloliitännät toiminnan varmistamiseksi, vaikka lopullisessa mittalaitteistossa tarvittiin vain anturin x-akselin suuntaisen anturielementin ulostuloa (kanava 1). Anturin y-akselin suuntaisen anturielementin ulostuloa (kanava 2) käytettiin kuitenkin piirilevyn valmistuttua anturin oikeanlaisen toiminnan varmistamiseen ennen levyn käyttöönottoa. SCA103T-kiikhtyvyysanturin keskenään vastakkaissuuntaisten anturielementtien ulostulot (kanava 1 ja kanava 2) kytkettiin ulostulosignaalien differentiaalisen mittauksen (ks. kappale 3.2.5) toteuttamiseksi Burr-Brownin INA114BU-instrumentointivahvistimeen, jonka ulostulona saatiin SCA103T-anturin differentiaalinen signaali. Mahdollisten ongelmatilanteiden selvittämiseksi anturin ja vahvistimen väliin jätettiin lisäksi erilliset ulostulot suoraan SCA103T:n molemmille kanaville, jolloin näiden signaaleja olisi tarvittaessa helppo lukea myös erikseen.

Anturien ja vahvistimen käyttöjännitteille käytettiin 100 nF:n suotokondensaattoreita jännitehäiriöiden suodattamiseksi. Piirikaaviota suunniteltaessa harkittiin myös jänniteregulaattorien käyttöä, jotta mittapiirin tehonlähteenä olisi voitu käyttää tavallisia

9 V:n paristoja. Piirilevyn monimutkaisuuden ja fyysisen koon kasvua sekä paristojen kulumista pitkissä testimittauksissa pidettiin kuitenkin ongelmallisena, joten tällaisten epävarmuustekijöiden välttämiseksi mittalaitteiston käyttöjännitteet päätettiin ottaa erillisestä laboratorioteholähteestä.

#### 4.2.2 Piirilevy

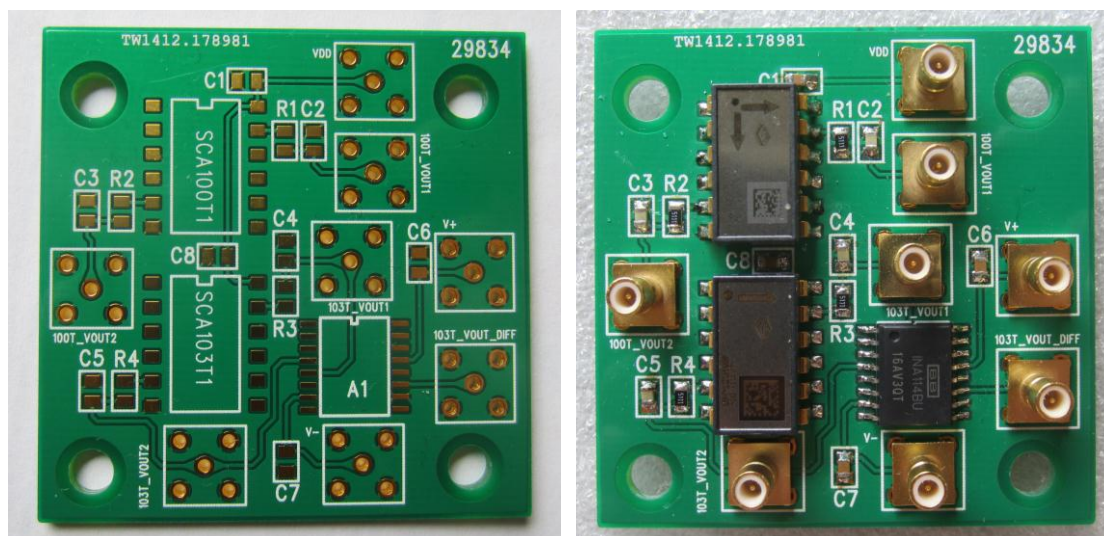
Piirilevykaavio piirrettiin Mentor Graphicsin PADS Layout -ohjelmistolla. Piirilevy pyrittiin pitämään fyysiseltä kooltaan riittävän pienikokoisena, jotta koko ei rajoittaisi levyn kiinnitysratkaisuja tai sijoituspaikkaa vaa'assa. Levyn johdinleveudet ja eristevälit pidettiin kuitenkin riittävän suurina luotettavan toiminnan varmistamiseksi. Kiihtyvyyssanturit sijoitettiin lähelle levyn kiinnitysruuveja sekä vaakaa kohti tulevaa reunaa, jotta kehon kiihtyvyydet kytkeytyisivät antureihin mahdollisimman lyhyttä reittiä pitkin. Molemmat anturit sijoitettiin levyllä samalle linjalle samaan asentoon, jotta niiden antamat signaalit olisivat täysin vertailukelpoisia. Jännitehäiriöiden minimoimiseksi suotokondensaattorit sijoitettiin levyllä käytettävissä olevan tilan huomioiden mahdollisimman lähelle anturien ja vahvistimen käyttöjännitteiden ottoja. Suunnittelun piirilevyn kuparivedot on esitetty liitteessä B ja komponenttien asettelu liitteessä C. Liitteessä D on lisäksi esitetty komposiittikaavio koko piirilevystä.

Lopullisissa mittauksissa tarvittavat liittimet sijoitettiin vaakalevystä poispäin tulevalle piirilevyn reunalle kaapeleista antureihin aiheutuvan mekaanisen jännityksen vähentämiseksi. Tällaisia liittimiä olivat anturien käyttöjännite (VDD), instrumentointivahvistimen kaksipuoleiset käyttöjännitteet (V+ ja V-), SCA100T-anturin vertikaalista kiihtyvyyttä mittaavan x-akselin suuntaisen anturielementin eli kanavan 1 ulostulo (100T\_VOUT1) ja SCA103T-anturin vastakkaissuuntaisten elementtien eli molempien kanavien signaaleista instrumentointivahvistimella muodostettu differentiaalisen signaalin ulostulo (103T\_VOUT\_DIFF). Kuten edellä todettiin, SCA103T-anturin yksittäisten kanavien ulostuloliittimet (103T\_VOUT1 ja 103T\_VOUT2) sekä SCA100T-anturin y-akselin suuntaisen anturielementin eli kanavan 2 ulostulo (100T\_VOUT2) lisättiin piirilevylle lähinnä anturien kalibrointia ja toiminnan verifiointia sekä yllättävien ongelmatilanteiden selvittämistä varten, eikä niitä käytetty varsinaisissa BKG-mittauksissa.

Käyttöjännitteiden ja signaaliulostulojen kytkemiseen käytettiin koaksiaaliliitäntöjä, jotta ne voitiin helposti kytkeä suoraan jännitelähteeseen ja DAQ:na käytettävään oskilloskooppiin. Levy toteutettiin yksipuoleisena ja siinä käytettiin pääasiassa pintaliitoskomponentteja. Käyttöjännitteissä ja signaaliulostuloissa käytetyt SMB-koaksiaaliliittimet toteutettiin kuitenkin läpivientikomponentteina kestävyysparantamiseksi ja juottamisen helpottamiseksi. Muita läpivientikomponentteja levyssä ei käytetty.

Piirilevyt tilattiin valmiiksi jysittyinä ME PCB AB:lta. Tilattu tyhjä piirilevypohja on esitetty kuvassa 4.4 (a). Levyjä tilattiin neljä kappaletta ja ne todettiin toimiviksi. Levyjen vastukset, kondensaattorit, SMB-liittimet ja vahvistimet tilattiin Farnellilta. Levyjä kalustettiin yhteensä kaksi kappaletta. Ensimmäisessä käytettiin SCA103T-D05-anturiversiota, jonka luotettava kalibrointi yli 1 g:n mittausalueelle osoittautui ongelmalliseksi kappaleessa 4.1.1 todetun mukaisesti. Toisessa mittapiirilevyssä käytettiin  $\pm 2$  g:n mittausalueelle optimoitua SCA103T-anturia, jonka todettiin suoriutuvan mittauksista hyvin. Kyseinen levy valittiin näin ollen myös

lopullisen mittalaitteiston osaksi. SCA100T-antureista käytettiin molemmissa kalustetuissa levyissä D02-versiota, joka toimi ongelmitta vaaditulla mitta-alueella, kuten edellä on todettu.



(a) Piirilevypohja.

(b) Valmis piirilevy.

**Kuva 4.4:** Työssä toteutettu mittapiirilevy.

Levyjen kalustus suoritettiin itse VTI:n työtiloissa. Kuvassa 4.4 (b) on esitetty kalustettu valmis piirilevy. Edellä mainitun mukaisesti valmis mittapiirilevy asetettiin lopullisessa mittalaitteistossa siten, että kuvan 4.4 (b) levyn anturien koteloissa näkyvät oikealla osoittavat nuolet osoittavat suoraan ylöspäin, jolloin anturien mitta-akselit ovat vertikaaliakselin kanssa yhdensuuntaisia ja käytettävät SMB-liittimet ovat piirilevyn yläreunassa kaukana vaa'an pinnasta. Piirilevy piti siis kiinnittää vaa'alle pystysuoraan asentoon eli vaakalevyyn nähden kohtisuoraan ja kuvan 4.4 (b) levyn oikea reuna ylöspäin.

## 4.3 Henkilövaakatyypit

Markkinoilta yleisesti löytyvät modernit henkilövaa'at voidaan karkeasti jakaa kahteen päätyyppiin, mekaanisiin jousivaakoihin ja digitaalisiin kiinteärakenteisiin vaakoihin. [11] [12] [66] Seuraavissa kappaleissa selostetaan lyhyesti näiden vaakatyypien toimintaperiaate ja käydään läpi työn pohjaksi otetun vaa'an valintaan vaikuttaneita tekijöitä.

### 4.3.1 Jousivaaka

Jousivaaka on rakenteeltaan melko yksinkertainen mekaaninen vaakatyypin. Tyypillisesti jousivaa'assa vaakalevyn alla on sitä tasaisesti tukevia vipurakenteita, jotka kiinnittyvät lyhyeen jouseen. Jousi on edelleen liitetty ulostulokomponenttiin, joka on tavallisesti vaa'an osoitinta liikuttava vaihteisto. Vaakalevyyn kohdistuva ulkoinen voima siis aiheuttaa vaakalevyyn kyseiseen voimaan verrannollisen siirtymän, joka välittyy vipurakenteiden, jousen ja vaihteiston kautta vaa'an analogisen osoittimen siirtymäksi. [67] Kuvassa 4.5 on esitetty tätä toimintaperiaatetta noudattava Soehnlén



valmistama jousivaaka. Vastaavaa laitetta käytettiin tässä työssä toteutetun mittalaitteiston osana.



**Kuva 4.5:** Soehnlén valmistama tavallinen jousivaaka.

#### 4.3.2 Digitaalivaaka

Digitaalivaa'assa vaakalevyn alla sijaitsevat voima-anturit muuttavat vaakalevyn kohdistuvan voimasignaalin jännitesignaaliksi, joka viedään A/D-muuntimen kautta vaa'an mikropiirille. Mikropiiri laskee signaalista sitä vastaavan massan, joka tavallisesti esitetään vaa'an LCD-näytöllä. [68] Digitaalisen henkilövaa'an voima-anturit on yleisesti toteutettu punnituskennoksi kutsutun metalliliuskan ja sen sisältämien venymäliuska-antureiden avulla. Venymäliuska-anturit perustuvat ulkoisen voiman vaikutuksesta tapahtuvaan anturin johdemateriaalin muodonmuutokseen, jolloin myös anturin resistanssi muuttuu. Venymäliuska-anturit on digitaalivaa'assa yleensä kiinnitetty punnituskennon alempaan päähän. Vaakalevyn alla oleva kannattimista muodostettu rakenne jakaa vaakalevyn eri osiin kohdistuvan painon tasaisesti ja kohdistaa sen punnituskennon ylempään päähän. Tällöin punnituskennon taipuu hieman alaspäin ja taivuttaa samalla venymäliuska-antureita muuttaen niiden resistanssia. [69]

Useimmissa digitaalivaa'aoissa käytetään neljästä venymäliuska-anturista muodostettua Wheatstonen silta -kytkentää, jossa kolmen vastuksen resistanssi tunnetaan ja tämän avulla voidaan määrittää neljännen vastuksen resistanssi. [68] Voima-anturien käyttö mahdollistaa digitaalivaakojen toteutuksen ilman vipurakenteita ja jousia tai muita liikkuvia osia. Näin vaa'at voidaan rakentaa ohuemmiksi ja kiinteärakenteisiksi. Lisäksi vaakalevy voidaan valmistaa mistä tahansa jäykästä materiaalista. Monissa kaupallisissa digitaalivaa'aoissa vaakalevy on ulkonäkösyistä valmistettu lasista tai ruostumattomasta teräksestä. [11] [12] [66] Kuvassa 4.6 on esitetty digitaalinen terveysvaaka Seca 720 Supra Plus, jota hyödynnettiin tässä työssä vertailtaessa erityyppisten vaakojen soveltuvuutta mittalaitteiston alustaksi.

Koska digitaalivaa'at sisältävät jo valmiiksi jännitelähteen ja elektroniikkaa, niihin on usein sisällytetty massan mittauksen lisäksi muitakin oheistoimintoja. Tavallisimpia ovat erilaiset kehonkoostumusmittaukset, jotka perustuvat biosähköiseen impedanssi-analyysiin (*Bioelectrical Impedance Analysis, BIA*). Tällaisia digitaalivaakoja kutsutaan terveysvaa'oiiksi. BIA-mittauksessa vaa'assa olevien elektrodien kautta johdetaan kehon läpi heikko sähkövirta, jonka avulla mitataan kehon resistanssia. Kehon eri kudoksilla on niille ominainen resistanssi, joten vaaka voi siihen ohjelmoitujen algoritmien avulla

tehdä päätelmiä eri kudostyyppien suhteellisista osuuksista kehossa. Kuluttajakäyttöön tarkoitettujen halpojen laitteiden mittauksiin liittyy useita epävarmuustekijöitä, eikä niiden antamia tuloksia voida pitää kovin luotettavina. Tosin tämä epäluotettavuus liittyy lähinnä laitteiden ilmoittamiin absoluuttisiin arvoihin, joten saman henkilön tulosten kehittymistä pitkällä aikavälillä voidaan seurata varsin totuudenmukaisesti. [70] Useimmat kehonkoostumusta mittaavat vaa'at ilmoittavat ainakin kehon rasva- ja nestepitoisuuden ja jotkut myös lihas- ja luumassan. Lisäksi jotkut vaa'at voivat laskea niihin syötettyjen esitietojen perusteella esimerkiksi painoindeksin (*Body Mass Index, BMI*), ja niissä voi olla mahdollisuus tulosten tallentamiseen ja vertailuun sekä langattomaan tiedonsiirtoon tietokoneelle tai älypuhelimelle. [11] [12] [66]



**Kuva 4.6:** Työssä käytetty digitaalivaaka Seca 720 Supra Plus. [11]

#### 4.3.3 Vaakatyypin valinta

Monien oheistoimintojensa takia digitaaliset terveysterveysvaa'at ovat luonnollinen alusta myös uusille terveystietoja mittaaville toiminnallisuuksille, kuten tämän työn kohteena olevalle ballistokardiografiselle mittaukselle. Tästä syystä työtä varten hankittiin kuvassa 4.6 esitetty Seca 720 Supra Plus -digitaalivaaka, joka massan lisäksi kertoo BIA-mittauksen perusteella arvioidun kehon rasvaprosentin sekä laskee mitatun massan ja vaakaan syötettyjen ikä- ja pituustietojen perusteella painoindeksin. Laitteen vaakalevy on tasapintainen täysin vaakasuorassa asennossa oleva jäykkä lasilevy, joten anturit oli helppo asettaa oikeaan asentoon sen päälle. Digitaalivaa'alle tyypillinen jouseton kiinteä rakenne osoittautui kuitenkin BKG-mittausten kannalta ongelmalliseksi. Käytetyn digitaalivaa'an vaakalevyn ja vaa'an rungon välinen liitos oli hyvin jäykkä, mikä tarkoittaa näiden rakenteiden välisen jousivakion olevan hyvin suuri. Käytännöstä tästä seurasi BKG-signaalin heikko kytkeytyminen koehenkilöstä vaakaan ja siihen kiinnitettyihin kiihtyvyysantureihin.

Digitaalivaa'an soveltuvuutta mittauksiin selvitettiin aluksi SCA121T-moduulin avulla sijoittamalla moduuli sopivaan asentoon vaakalevyn päälle. Käytetyillä menetelmillä ei



kuitenkaan onnistuttu varmuudella havaitsemaan sykkeeseen liittyviä signaaleja. Eri vaakatyyppejen vertailemiseksi hankittiin Soehnlén valmistama jousivaaka, jonka päältä BKG-signaali oli puolestaan SCA121T-moduulilla selkeästi havaittavissa. Näin ollen BKG-signaalin heikko erottuminen digitaalivaakaa käytettäessä liittyi todennäköisesti enemmän vaa'an rakenteeseen kuin muun mittausjärjestelmän puutteisiin. Jousivaa'an vipu-jousi-rakenteen havaittiin sallivan vaakalevyllä noin millimetrin suuruusluokkaa olevat liikkeet vaa'an runkoon nähden. Vaakalevyn ja rungon välinen jousivakio oli siis selvästi pienempi kuin digitaalivaa'alla, mikä voitiin havaita kehon liikkeiden voimakkaampana kytkeytymisenä jousivaa'an vaakalevyyn ja sen päälle sijoitettuun kiihtyvyysanturiin. Ominaistaajuutensa puolesta jousivaa'an oletettiin olevan lähimpänä ULF-tyyppistä BKG-mittalaitetta.

SCA100T- ja SCA103T-kiihtyvyysanturit sisältävän mittapiirin valmistuttua kokeiltiin digitaalivaakaa myös niitä käyttäen, mutta samat liian kiinteään rakenteeseen liittyvät ongelmat toistuivat edelleen. SCA100T-anturin tuottama signaali vastasi pitkälti SCA121T-moduulin signaalia eikä sykkeeseen liittyviä komponentteja kyetty selkeästi havaitsemaan. SCA103T-anturin signaalista löydettiin ajoittain sykkeeseen viittaavia osia, mutta havainnot eivät olleet luotettavasti toistettavissa. Sen sijaan jousivaakaa käytettäessä BKG-signaali voitiin havaita selkeästi sekä SCA103T- että SCA100T-anturilla erityisesti vaakalevyn muovikuoren poistamisen jälkeen (ks. kappale 4.4.2).

Alustavien havaintojen mukaan BKG-mittaukseen huomattavasti paremmin soveltuva mekaaninen rakenne puolsi jousivaa'an valintaa työssä rakennetun mittalaitteiston alustaksi. Toisaalta mahdollisessa lopputuotteessa kiihtyvyysanturien olisi tulevaisuudessa kaupallisesti järkevää olla integroituna digitaaliseen terveysvaakaan, joten digitaalivaa'an käyttömahdollisuuksia työssä selvitettiin vielä. Yhtenä vaihtoehtona pohdittiin vaa'an ja lattian väliin sijoitettavia jousirakenteita, jolloin sykkeen aiheuttama kehon liike kytkeytyisi koko vaakaan. Riittävän vakaan jousirakenteen kehittämisen todettiin kuitenkin olevan mekaanisesti hankalaa. Pelkän vaakalevyn sijaan koko vaa'an käyttäminen BKG-mittauksen alustana aiheuttaa lisäksi vaa'an eri osissa ja niiden liitoksissa syntyvää vaimennusta ja vääristymiä BKG-signaaliin, mikä toisi liikaa ylimääräisiä epävarmuustekijöitä mittaukseen. Vastaava jousirakenne olisi myös kaupallisessa lopputuotteessa epäkäytännöllinen, joten sen toteuttamisesta tässä työssä ei todettu saatavan suurta hyötyä. Lopputuotteen kannalta kiihtyvyysantureilla tapahtuvan BKG-mittauksen integrointi terveysvaakaan tulisikin ottaa huomioon jo vaa'an mekaniikkaa suunniteltaessa lisäämällä joustavuutta vaakalevyn ja vaa'an rungon välillä. Digitaalivaa'an rakenteiden kehittäminen tai muokkaus jää tämän työn tavoitteiden ulkopuolelle, joten työssä kehitetyn mittalaitteiston alustana päätettiin käyttää alustavissa kokeissa hyväksi osoittautunutta Soehnlén jousivaakaa.

#### **4.4 Kiinnitysmekaniikka**

Kiihtyvyysanturien ja vaakalevyn välistä kiinnitysratkaisua suunniteltaessa tärkeimpänä tavoitteena oli saada kiinnitys niin jäykäksi, että vaakalevyn ja siihen kiinnitetyn anturin voitaisiin riittävällä tarkkuudella olettaa liikkuvan yhden jäykän kappaleen tavoin. Näin kehon liikkeiden kytkeytyminen vaakalevyn kautta anturiin saataisiin mahdollisimman hyväksi. Koska työssä käytettiin inklinometreiksi suunniteltuja kiihtyvyysantureita, anturit piti saada painovoiman suhteen edellä selostetun mukaiseen tarkasti oikeaan

asentoon. Ennen kuin anturit sisältävä mittapiirilevy kiinnitettiin lopullisesti vaakalevyyn, kokeiltiin useita vaihtoehtoisia menetelmiä ja sijaintipaikkoja optimaalisen ratkaisun löytämiseksi. Kiinnitysratkaisujen valinnassa hyödynnettiin myös SCA121T-moduulilla saatuja kokemuksia.

#### **4.4.1 SCA121T-moduulin kiinnitys**

Ennen kiihtyvyysanturien mittapiirin valmistumista SCA121T-moduulilla tehdyissä vaa'an valintaa ja kiinnitysmekaniikka selvittävissä kokeissa moduuli asetettiin aluksi sellaisenaan vaa'an pinnalle ja kiinnitettiin paikoilleen sähköteipillä. Testimittauksissa havaittiin, että hyvien mittaustulosten saamiseksi on välttämätöntä kiinnittää moduuli mahdollisimman kiinteästi vaakalevyyn. Löysän kiinnityksen ongelmana oli ensinnäkin kiihtyvyyksien huono kytketyminen vaakalevystä moduuliin ja toisaalta moduulin liikkuminen herkästi vaakalevyn suhteen esimerkiksi koehenkilön liikkeiden vaikutuksesta. Jo alle millimetrin suuruiset moduulin liikkeet näkyivät mitatussa signaalissa suurina artefakteina, joten tukevan kiinnitysmekaniikan kehittäminen oli erittäin tärkeää.

Kestävän kiinnitysratkaisun toteuttamiseksi SCA121T-moduuli kiinnitettiin tiukasti ruuveilla alumiinista valmistettuun anturien kalibrointinoppaan. Kalibrointinoppa on kiihtyvyysanturien kalibroitua varten suunniteltu kuution muotoinen metallikehikko, jonka sivun pituus on noin 7,2 cm (ks. kappaleen 4.4.4 kuva 4.7). Sen avulla anturien asentoa voidaan kalibroituvaiheessa säätää tarkasti, joten se sopi hyvin myös moduulin lukitsemiseen painovoiman suhteen täsmälleen oikeaan asentoon vaakalevyn päälle. Moduuliin verrattuna suhteellisen raskas kalibrointinoppa oli pelkkää moduulia helpompi kiinnittää tukevasti vaa'an pintaan, mikä paransi kiihtyvyyssignaalin kytketymistä. Myös moduulin heilahtelu väheni tällä kiinnitysratkaisulla selvästi, joten moduulin liikkeisiin liittyvät artefaktit saatiin pääosin eliminoitua signaalista.

#### **4.4.2 SCA103T/SCA100T-mittapiirin kiinnitys**

Kuten aiemmin tässä luvussa on todettu, työssä haluttiin mitata seisoma-asennossa olevan kehon pystyakselin suuntaista kiihtyvyysskomponenttia, joka kytkeytyy vaakasuorassa olevaan vaakalevyyn vertikaalisena eli vaakalevyn tasoon nähden kohtisuorana kiihtyvyytenä. Kappaleen 4.2.2 mukaisesti mittapiirilevy pitää tässä mittaasetelmassa parhaan mahdollisen herkkyyden saamiseksi asettaa pystysuoraan asentoon eli vaakalevyyn nähden kohtisuoraan, jolloin SCA100T- ja SCA103T-anturien mitta-akselit saadaan suunnattua mittauksen kannalta optimaalisesti. Piirilevyn pystysuora asento rajoittaa mahdollisia kiinnitysvaihtoehtoja, joten täsmälleen oikean asennon takaamiseksi mittapiirin kiinnityksessä päätettiin käyttää SCA121T-moduulin kanssa hyväksi todettua kalibrointinoppaa. Noppaan porattiin mittapiirin ruuvireikien sijaintia vastaavat kierrereiat, joihin kiinnitettiin kohotusholkit piirilevyn alapinnan nostamiseksi irti nopasta. Mittapiirilevy kiinnitettiin kohotusholkkeihin kierreruuveilla.

Mittapiirillä suoritetuissa kokeissa kalibrointinoppa asetettiin vaakalevyn päälle ja tuettiin paikoilleen sähköteipillä, kuten SCA121T-moduulia käytettäessä. Ratkaisu havaittiin toimivaksi erityisesti Secan digitaalivaa'an kanssa. Sen sijaan Soehnlén jousivaa'an muovikuoriosa oli paikoin epätasainen ja sisälsi kaarevia muotoja, joten nopan asettaminen tarkasti oikeaan asentoon kuoren päälle oli haastavaa. Lisäksi muovikuoren ja vaakalevyn välisen rajapinnan oletettiin aiheuttavan vaimennusta ja

vääristymiä mitattavaan BKG-signaaliin ensinnäkin kiihtyvyyden kytkeytyessä koehenkilöstä muovikuoren kautta vaakalevyyn ja toisaalta vaakalevystä uudelleen muovikuoren läpi kalibrointinoppaan ja mittapiiriin kiihtyvyysantureihin. Ratkaisuna näihin ongelmiin vaa'an koko muovikuori leikattiin irti, jolloin anturit saatiin ongelmitta oikeaan asentoon ja kytkeytyminen parani sekä kalibrointinopan että koehenkilön tullessa suoraan kontaktiin vaakalevyn tasapintaisen metallirungon kanssa. Näin yksi epävarmuustekijä saatiin poistettua kokonaan ja mittausten toistettavuus parani selvästi.

#### **4.4.3 Anturien sijoittelu**

Kiihtyvyysanturien sijainti jousivaa'an vaakalevyllä vaikutti merkittävästi havaitun BKG-signaalin voimakkuuteen. Tämä vaikutus oli havaittavissa myös vaa'an muovikuoren poistamisen jälkeen, joten anturien sijainti oli tärkeä huomioida lopullisen kiinnityksen suunnittelussa. Optimaalista sijaintia etsittiin siirtämällä mittapiiriin sisältävää kalibrointinoppaa eri kohtiin vaakalevyllä ja vertailemalla havaitun BKG-signaalin voimakkuuden muutoksia signaalissa näkyvien sykkeiden korkeimpien piikkien amplitudiin perusteella. Parhaat tulokset saatiin nopan ollessa vaakalevyn keskilinjan kohdalla jalkojen välissä, ja signaalin havaittiin olevan kaikkein voimakkain tällä linjalla kantapäiden välissä lähellä vaakalevyn takareunaa. Voimakas signaali kantapäiden läheisyydessä vastasi hyvin odotuksia, sillä pääosan vaa'alla seisovan koehenkilön kehon kiihtyvyyksistä voidaan olettaa kytkeytyvän vaakalevyyn juuri kantapäiden kautta.

Kytkeytymisen kannalta optimaalisinta olisi todennäköisesti sijoittaa anturit vaa'an sisään vaakalevyn alapinnalle suoraan kantapäiden alle. Tällöin vaakalevyn päältä voitaisiin myös poistaa antureihin ja niiden kiinnityksiin liittyvät ylimääräiset ulokkeet, mikä olisi hyödyllistä mahdollisia kaupallisia kuluttajatuotteita ajatellen. Vaakalevyn päälle sijoitetuista antureista ja niiden kiinnityksestä aiheutuva haitta on kuitenkin lähinnä esteettistä, joten sitä ei pidetty merkityksellisenä tämän työn mittalaitteessa. Näin ollen anturit sijoitettiin lopullisessa mittalaitteistossa edellä mainitulla tavalla kalibrointinoppaan kiinnitettynä vaa'an takareunaan siten, että kalibrointinoppa jää mittauksissa koehenkilön kantapäiden väliin.

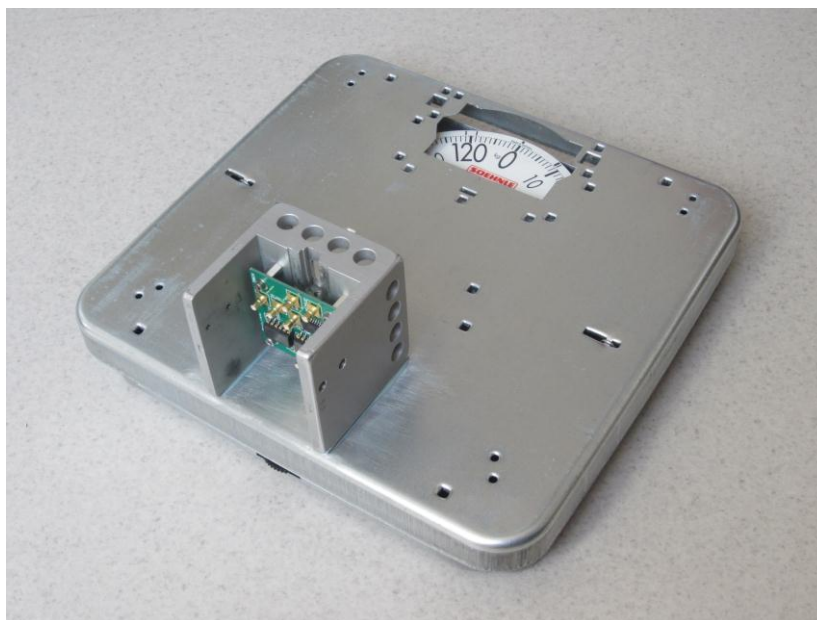
#### **4.4.4 Mittapiiriin lopullinen kiinnitys**

Jousivaa'alla havaitun sykesignaalin voimakkuus heikkeni edellisen kappaleen mukaisesti, kun anturien ja kantapäiden välistä etäisyyttä vaakalevyllä kasvatettiin. Signaalivoimakkuuden ja anturien sijainnin välisen suuren riippuvuuden oletettiin ainakin osittain johtuvan metallista valmistetun ohuen vaakalevyn deformaatioihin liittyvästä vaimennuksesta. Tällainen vaikeasti ennustettava vaimentuminen heikentää mittausten toistettavuutta ja tulosten vertailukelpoisuutta, sillä eri koehenkilöiden jalkapohjien koko ja muoto vaihtelevat, ja jalkoja on vaikea asettaa täsmälleen samaan kohtaan vaakalevyllä eri mittauskertojen yhteydessä. Ongelman ratkaisemiseksi vaakalevystä pyrittiin tekemään jäykempi kiinnittämällä metallilevyn päälle 12 mm:n paksuinen MDF-kuitulevy. Levy mitoitettiin hieman vaakalevyä suuremmaksi, jolloin koehenkilön jaloille saatiin samalla lisätilaa.

Odotusten mukaisesti MDF-levyn käyttö vähensi selvästi signaalivoimakkuuden riippuvuutta anturien sijainnista. Mitatun sykesignaalin korkeimpien piikkien amplitudi kuitenkin pieneni lähes 50 % verrattuna suoraan metalliselta vaakalevyltä saman

koehenkilön jalkojen välistä kantapäiden kohdalta mitattuun signaaliin. Signaalin heikkenemisen oletettiin liittyvän MDF-levyn ja vaa'an sekä MDF-levyn ja kalibrointinopan välisillä rajapinnoilla sekä itse MDF-levyssä tapahtuvaan signaalin vaimenemiseen. Tästä johtuen MDF-levyn todettiin heikentävän liikaa laitteiston suorituskykyä saatavaan hyötyyn nähden, joten levyn käytöstä päätettiin luopua. Mittausten vertailukelpoisuutta ja toistettavuutta parannettiin sen sijaan määrittelemällä mahdollisimman tarkasti koehenkilöiden jalkojen sijaintipaikka vaakalevyllä suhteessa kalibrointinoppaan ja antureihin (ks. kappale 5.1.1).

Lopullisessa mittalaitteistossa anturit sisältävä kalibrointinoppa haluttiin kiinnittää pysyvästi jousivaa'an vaakalevyyn, jotta anturien sijainti eri mittauksissa pysyisi vakiona. Toisaalta pysyvällä kiinnityksellä haluttiin myös poistaa nopan heilahteluihin liittyviä häiriöitä ja vähentää BKG-signaalin vääristymiä ja vaimenemista nopan ja vaakalevyn välisessä rajapinnassa. Kalibrointinopan muodon takia ruuvien käyttö kiinnityksessä osoittautui hankalaksi, joten nopan kiinnittämiseen päätettiin käyttää kovaa epoksiliimaa. Ennen liimaamista vaakalevy ja kalibrointinopan vaakaa kohti tuleva kylki hiottiin oksidikerrosten poistamiseksi ja puhdistettiin pesuaineella ja vedellä. Mahdolliset rasvajäämät poistettiin isopropanolilla. Puhdistuksella haluttiin varmistaa liimaussauaman kestävyys. Käytettäväksi liimaksi valittiin 3M:n Scotch-Weld EPX Epoxy Adhesive DP410 -rakenneliima, joka on riittävän kovaa hyvän mekaanisen kytkeytymisen takaamiseksi. Lisäksi liimalla on hyvä lujuus ja ikääntymisominaisuudet sekä korkea iskunkestävyys, joten sen oletettiin kestävän koehenkilöiden jaloista noppaan kohdistuvat iskut ja johtojen aiheuttamat mekaaniset jännitykset. [71] Liimauksen jälkeen liitoksen annettiin kuivua huoneenlämmössä vuorokauden ajan. Kuvassa 4.7 on esitetty mittalaite liimauksen valmistuttua. Kuvassa näkyy työssä käytetty jousivaaka, kalibrointinoppa ja noppaan korotusholkeilla kiinnitetty mittapiiri.



**Kuva 4.7:** Mittapiiri kiinnitettynä vaakalevyn pintaan.

Kalibrointinopan tukevan kiinnityksen oletettiin parantavan signaalin kytkeytymistä vaa'asta antureihin, mutta odotusten vastaisesti liimaamisella ei ollut merkittävää

vaikutusta havaitun BKG-signaalin voimakkuuteen. Tästä voitiin päätellä nopan ja vaakalevyn välisen rajapinnan ja siihen liittyvän ilmaraon aiheuttaman vaimennuksen olleen vähäistä jo ennen liimausta. Johtojen ja koehenkilöiden aiheuttamista nopan sivuttaisliikkeistä johtuvat artefaktit kuitenkin katosivat liimauksen jälkeen odotetusti lähes kokonaan.

#### 4.5 EKG-referenssimittaus

Jo mittalaitteiston kehitysvaiheen kokeissa sekä SCA121T-moduulilla että SCA100T- ja SCA103T-kiihtyvyysantureilla saadusta signaalista pystyttiin erottamaan sydämen sykkeen aiheuttamaksi oletettuja piikkejä. Yhteys sykkeeseen todettiin tällöin tunnustelemalla sykettä manuaalisesti ja havaitsemalla samalla reaaliaikaisesti nähtävää kiihtyvyyssignaalia. Tällä tavoin havaittu yhteys ei ole riittävän objektiivinen, eikä sitä voida todentaa tallennetusta signaalista jälkikäteen joten sykkeen ja signaalin muotojen välisten riippuvuuksien selvittämiseksi päätettiin BKG-mittauksen ohella mitata referenssinä EKG-signaalia. Mittaus toteutettiin valmiilla kaupallisella laitteella.

EKG-mittausta varten vertailtiin useita vaihtoehtoisia tuotteita, joista sopivimmaksi valittiin kuvassa 4.8 esitetty Vernier Software & Technologyn langaton EKG-sykeanturi (*Vernier Hand-Grip Heart Rate Monitor, HGH-BTA*). Valintaan vaikuttivat laitteen edullinen hinta, nopea saatavuus ja helppokäyttöisyys. Useimmista EKG-mittalaitteista poiketen Vernierin sykeanturin käyttö ei edellytä ihon pinnalle kiinnitettäviä elektrodia, vaan mittauksessa käytetään käsissä pidettäviä elektrodikapuloita, joita on puristettava molemmilla käsillä kevyesti koko mittauksen ajan [72]. Tällainen kahdella elektrodilla molemmista käsistä tehtävä EKG-mittaus on yksinkertaistettu versio raajakytkennöillä toteutetusta standardikytkennästä.



**Kuva 4.8:** Vernier EKG-sykeanturin vastaanotin ja langattomat käsielektrodikapulat. [72]

Helppokäyttöiset elektrodikapulat katsottiin laitteen valinnassa suureksi eduksi, sillä tavanomaisiin ihoelektrodeihin verrattuna ne säästävät aikaa ja vaivaa mittauksen valmistelussa ja vähentävät mittauksen invasiivisuutta. Koehenkilöille kivuton ja helppo mittaustapahtuma oli olennainen tekijä, sillä vaa'alla seisoma-asennossa tapahtuvan mittauksen luonteen huomioiden koehenkilöille aiheutuvaa stressiä oli tärkeä välttää. Koehenkilön hermostuneisuuden huomattiin aiheuttavan ylimääräistä lihasten jännittymistä ja heikkoa kehon värinää, mikä puolestaan näkyi lisääntyvinä häiriöinä mitattavassa signaalissa. Helpon elektrodikytkennän lisäksi ratkaisun etuna pidettiin laitteen langattomuutta, sillä koehenkilöt pystyivät vaivattomasti seisomaan vaa'alla

vapaassa asennossa ja pitelemään elektrodikapuloita käsivarret rentoina ilman ulkoisten johtojen aiheuttamia rajoituksia.

Vernierin EKG-sykeanturin haittapuolena oli, että laite ei tuota varsinaista EKG-signaalia, vaan mittaa pelkkää sykettä EKG:n perusteella. Havaittuaan EKG-signaalin QRS-kompleksin tietyn raja-arvon ylittymisen sykeanturi tuottaa 3 V:n jännitepulssin, jolloin koko QRS-kompleksi näkyy yhtenä sykettä ilmaisevana kolmioaallon huippuna (ks. kappaleen 4.7 kuvan 4.11 keskimäinen käyrä). Tämän aallon paikka aikatasossa vastaa likimäärin EKG-signaalin R-aallon paikkaa. [72] Koska tässä työssä EKG-mittauksen pääasiallisena tavoitteena oli BKG-signaalissa erottuvien aaltojen sydänperäisyyden verifiointi, eikä EKG-signaalin tarkemmista aaltomuodoista oltu erityisen kiinnostuneita, todettiin Vernierin EKG-sykeanturin riittävän työn tavoitteiden saavuttamiseen. Toisaalta EKG-mittaus ei oletusarvoisesti edes kuulu kaupallisten terveysvaakojen ominaisuuksiin, joten vaakoihin mahdollisesti integroitava BKG-mittaus tulisi lopputuotteessa pystyä toteuttamaan myös täysin ilman samanaikaisesti tehtävää EKG-mittausta.

Toinen Vernier EKG-sykeanturin käyttöön liittyvä haaste oli laitteen kytkeminen muuhun mittalaitteistoon. Epästandardeilla digitaalisilla liitännöillä varustettua EKG-sykeanturia ei onnistuttu suoraan liittämään kiihtyvyysanturien DAQ:na käytetyn PicoScope 2205 -oskilloskoopin analogiseen tuloliitäntään, vaan sykeanturille piti hankkia valmistajan oma USB-liitännällä tietokoneeseen kytkettävä Vernier Go!Link -datankeräin. Molemmista datankeräimistä saatava data tuotiin mittauksissa samaan käyttöliittymään, mutta menetelmä hankaloitti syke- ja kiihtyvyysanturien signaalien keskinäistä aikasykronointia. Mittauksissa saatujen BKG- ja EKG-signaalien aikatasojen välillä on tästä syystä satunnaisen suuntainen ja suuruinen vaiheero, jonka arvioitiin eri signaalien alku- ja loppupisteitä vertailemalla olevan suurimmillaan noin 200 ms.

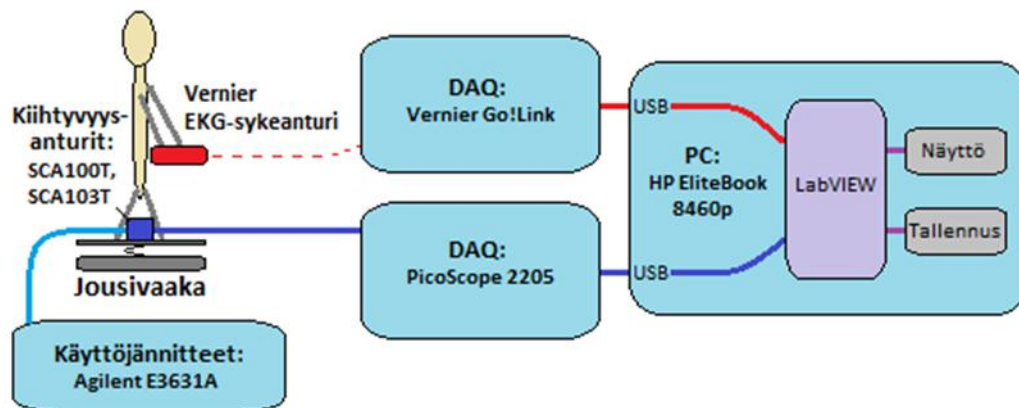
Ennen mittauksen alkamista EKG-sykeanturin täytyi antaa stabiloitua eli säätää mittausparametrinsa kyseisen koehenkilön ominaisuuksiin sopiviksi. Stabiloituminen tapahtui automaattisesti koehenkilön pitäessä elektrodikapuloita käsissään samalla tavalla kuin varsinaisessa mittauksessa stabiloitumisen jälkeen. Käytännön mittauksissa EKG-sykeanturin havaittiin toimivan ajoittain varsin epävakaa muutamalla koehenkilöillä, vaikka suurimmalla osalla laite toimi lähes ongelmitta. Erojen oletettiin johtuvan eri koehenkilöiden käsien ihon erilaisista ominaisuuksista ja olosuhteista, kuten kosteudesta, rasvaisuudesta ja epäpuhtauksista. Epävakaa toiminta näkyi puuttuvina sykepulssina tai pidempinä mittauksen jaksoina, jolloin sykepulssia ei saatu mitattua lainkaan. Mittausongelmat vähenivät hieman, kun käsielektrodit puhdistettiin säännöllisesti mitausten välillä, mutta kokonaan ongelmaa ei voitu välttää. Epävakaa toiminnan ilmeneminen oli kuitenkin aina välittömästi havaittavissa reaaliaikaisesti näkyvästä signaalista, joten sen huomiointi mittauksissa oli helppoa ja mittaukset voitiin tarvittaessa toistaa. Antamalla anturin tarvittaessa stabiloitua riittävän kauan uudelleen ennen tallennettavaa mittausta, saatiin EKG-sykesignaali lopulta mitattua kaikilta koehenkilöiltä luotettavasti.

## 4.6 Valmis mittalaitteisto

Työssä toteutettu valmis BKG-mittalaitteisto koostui tässä luvussa kuvatun mukaisesti Soehnlen jousivaa'asta ja sen pintaan liimatusta kalibrointinopasta, johon oli kiinnitetty

SCA100T- ja SCA103T-kiihtyvyysanturit sisältävä mittapiirilevy. Mittapiirin käyttöjännitteet otettiin SMB-liittimillä kytkettyjen koaksiaalikaapelien kautta Agilent E3631A -laboratorioteholähteestä. SCA100T- ja SCA103T-antureille käytettiin samaa yksipuolista 5 V:n käyttöjännitettä ja INA114BU-instrumentointivahvistimelle kaksipuoleista  $\pm 15$  V:n käyttöjännitettä. Käyttöjännitteiden kytkemiseen tarvittiin siten kolme erillistä koaksiaalikaapelia piirilevyn ja teholähteen välille.

Kiihtyvyysanturien tuottamien signaalien datankeräimenä käytettiin USB-liitäntäistä PicoScope 2205 -PC-oskilloskooppi, jolla anturien tuottama analoginen jännitesignaali voitiin lukea PC-tietokoneella ja tallentaa sen muistiin. Mitattu signaali voitiin myös esittää tietokoneen näytöllä reaaliajassa tai myöhemmin mittausten jälkeen tallenteesta luettuna. Kaikkein tässä työssä suoritettuun datan käsittelyyn, esittämiseen ja tallentamiseen käytettiin 2,60 GHz:n Intel Core i5-2540M prosessorilla, 4 Gt:n keskusmuistilla ja 32-bittisellä Windows 7 Enterprise -käyttöjärjestelmällä varustettua HP EliteBook 8460p -kannettavaa tietokonetta. PicoScopen näytteenottotaajuudeksi valittiin 5 kHz, jolloin signaali voitiin vielä esittää ja tallentaa ilman tietokoneressurssien puutteesta aiheutuvia ongelmia. Käytetty 5 kHz:n näytteenottotaajuus riitti tässä työssä toteutetun analyysin asettamiin vaatimuksiin, vaikka suurempikin näytteenottotaajuus olisi tämän työn ulkopuolelle jäävän mahdollisen jatkoanalyysin kannalta voinut olla hyödyllinen. Näytteenottotaajuutta kasvatettaessa käyttöliittymän toiminta muuttui kuitenkin nopeasti epävakaa ja mittauksista tallennettujen tiedostojen koko kasvoi niiden käsittelyn kannalta epäkäytännöllisen suureksi. EKG-mittaus suoritettiin edellisen kappaleen mukaisesti Vernierin EKG-sykeanturilla, jonka datankeräys tapahtui erillisellä Vernier Go!Link -datankeräimellä. Näytteenottotaajuutena käytettiin laitteen oletusasetusten mukaista 40 Hz:n taajuutta. Kuvassa 4.9 on havainnollistettu lohkoakaaviolla koko mittalaitteiston keskeistä toimintaa.

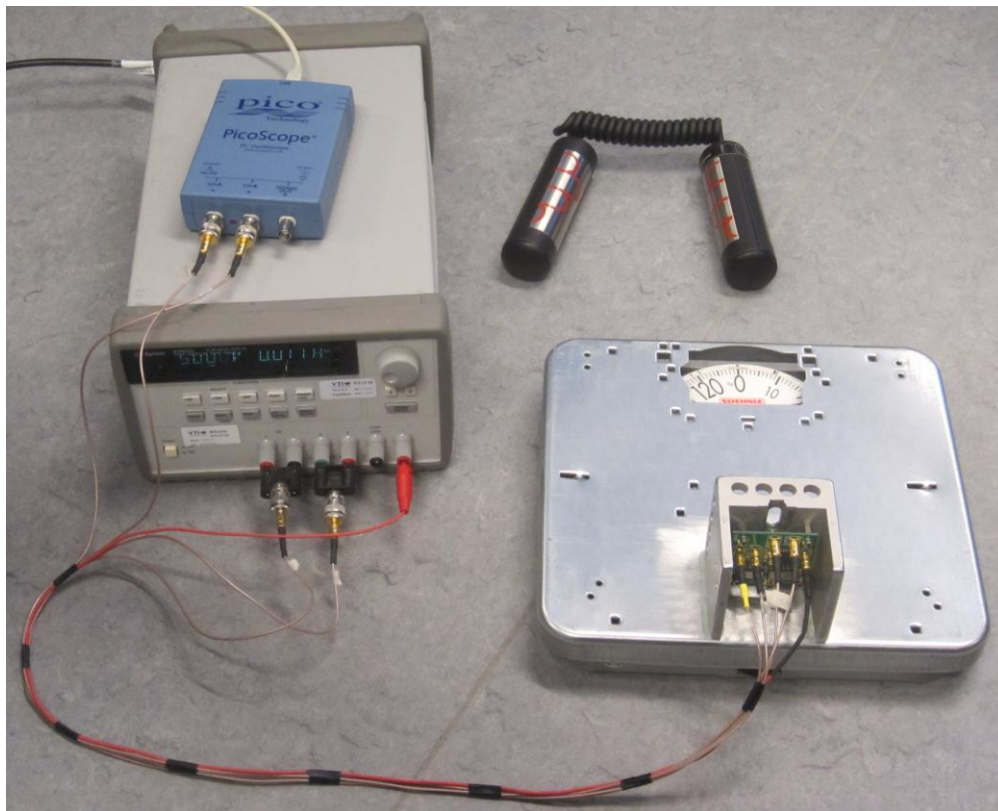


**Kuva 4.9:** Kaaviokuva mittalaitteiston keskeisistä osista.

PicoScope 2205 -oskilloskoopissa oli käytettävissä vain kaksi sisääntulokanavaa, mikä rajoitti samanaikaisesti käytettävien antureiden määrää. Koska Vernierin EKG-sykeanturi liitettiin suoraan tietokoneeseen oman datankeräimensä USB-liitäntän kautta, SCA100T- ja SCA103T-anturit voitiin kytkeä PicoScopeen samanaikaisesti. SCA103T kytkettiin PicoScopen A-kanavan ja SCA100T B-kanavan BNC-liitimeen. Kytkennässä käytettiin vastaavia koaksiaalikaapeleita kuin käyttöjännitteissä, joten piirilevyn piti mittauksissa tuoda yhteensä viisi kaapelia. Ne kierrettiin yhteen ja



sijoitettiin löysästi siten, että ne vaikuttaisivat levyyn mekaanisesti mahdollisimman vähän. Kuvassa 4.10 on esitetty mittalaitteiston osina käytettyjä laitteita. Kuvassa vasemmalla on Agilent E3631A -laboratorioteholähde ja sen päällä PicoScope 2205 -oskilloskooppi. Oikealla on Vernier EKG-sykeanturin käsielektrodikapulat ja Soehnlen jousivaaka, jonka pinnalla on kalibrointinoppa ja siihen kiinnitetty kiihtyvyyssanturit sisältävä mittapiirilevy.



**Kuva 4.10:** Mittalaitteistossa käytettyjä osia.

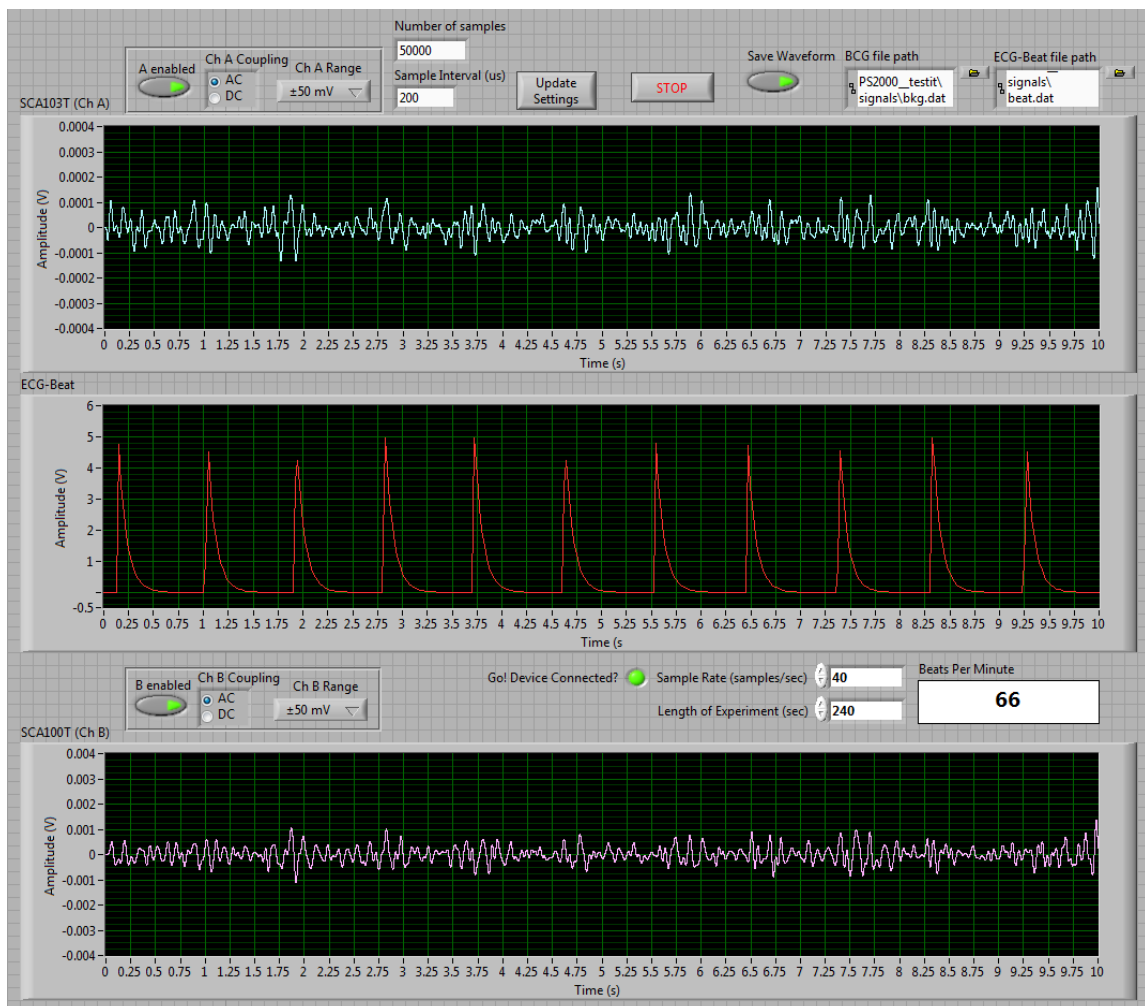
Koska SCA121T-moduulilla saadut tulokset vastasivat pitkälti SCA100T:llä saatuja, päätettiin lopullisissa koehenkilömittauksissa keskittyä ainoastaan työssä kehitetyn mittapiirin sisältämien kiihtyvyyssanturien ja erityisesti niistä herkemmän ja vähäkohinaisemman SCA103T-anturin käyttöön. PicoScopen kanavapaikkojen vähäisyyden takia SCA121T-moduuli jätettiin lopullisesta mittalaitteistosta kokonaan pois.

## 4.7 Käyttöliittymä ja digitaalinen signaalinkäsittely

Mittalaitteiston ohjaamista sekä kiihtyvyyssantureista saatavan datan visuaalista esittämistä ja tallentamista varten kehitettiin National Instrumentsin LabVIEW-ohjelmointiympäristöä käyttäen graafinen käyttöliittymä, jonka lähdekoodi on esitetty liitteessä E. Kuvassa 4.11 on esitetty käyttöliittymästä otettu kuvakaappaus. Sininen käyrä ylhäällä esittää PicoScopen A-kanavan signaalia eli SCA103T-anturin tuottamaa vaakalevyn pinnalta mitattua kiihtyvyyteen verrannollista jännitesignaalia ja vaaleanpunainen käyrä alhaalla vastaavaa B-kanavan eli SCA100T-anturin signaalia. Keskellä oleva punainen käyrä esittää Vernierin EKG-sykeanturin tuottamaa



sykesignaalia. Käyrän alapuolella on ilmoitettu myös Vernierin algoritmilla EKG:sta laskettu minuuttisyke. Kuvassa näkyvät säätöpainikkeet liittyvät näytetaajuuksien valintaan ja tulosten tallentamiseen.

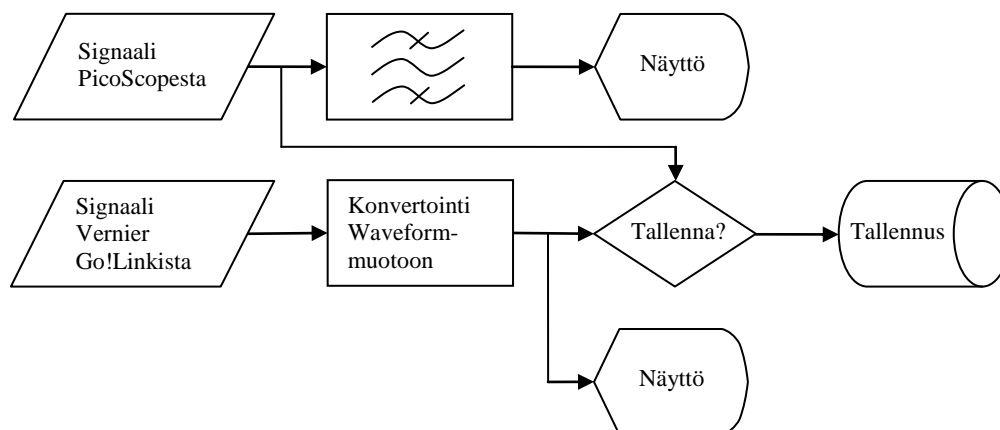


**Kuva 4.11:** LabVIEW-käyttöliittymä.

Käyttöliittymällä voitiin seurata reaaliaikaisesti koehenkilöiltä eri antureilla mitattavia signaaleja ja halutessa tallentaa signaalit tiedostoihin. Ennen graafista esittämistä reaaliaikaiset kiihtyvyysanturien signaalit suodatettiin digitaalisesti LabVIEW:n työkaluilla toteutetulla kaistanpäästösuodattimella BKG-signaalin efektiiviselle taajuuskaistalle. Kaistanpäästösuodatus toteutettiin IIR-tyyppisillä alipäästö- ja ylipäästösuodattimilla, joiden -3 dB:n rajataajuuksiksi asetettiin kirjallisuuden [5] [13] [30] ja testimittausten perusteella 0,4 Hz ja 20 Hz ja asteluvuiksi 4 ja 7 vastaavasti. EKG-sykesignaalin esilukemiseen käytettiin Vernierin tuottamaa valmista LabVIEW-ohjelmakoodia. Luettu signaali muokattiin PicoScopesta tuotujen kiihtyvyysanturisyksien kanssa yhtenäiseen LabVIEW:n Waveform-muotoon. EKG-sykesignaalia ei tarvinnut suodattaa mitenkään.

Mittausten tallentamista varten käyttöliittymään kehitettiin toiminto, jolla kaikkia kolmea signaalia voitiin tallentaa erillisiin tiedostoihin LabVIEW:n Waveform-muodossa. Kaikki signaalit tallennettiin suodattamattomina, jotta suodatusasetuksia

voitaisiin haluttaessa jälkikäteen muuttaa ja myöhemmälle signaalinkäsittelylle olisi mahdollisimman vähän rajoitteita. Kuvan 4.12 vuokaaviossa on havainnollistettu käyttöliittymän toimintaa ja tärkeimpiä osia. Käyttöliittymän yksityiskohtaisempi toiminta selviää liitteessä E esitetystä graafisesta lähdekoodista.



**Kuva 4.12:** Käyttöliittymän toimintaa kuvaava vuokaavio.

PicoScopen molempien kanavien eli SCA103T- ja SCA100T-anturien signaalien samanaikainen tallennus havaittiin tietokoneresurssien puutteen takia ongelmalliseksi mittauksissa käytetyllä näytteenottotaajuuksella. Signaalien yhtäaikaista tallennusta aiheutti katkoksia mitattavaan signaaliin ja muutti käyttöliittymän epävakaa, joten lopullisissa mittauksissa SCA100T-anturin signaalia tyydyttiin seuraamaan vain reaaliaikaisesti. Myöhempiä analyysejä varten tallennettiin tästä syystä PicoScopesta pelkästään SCA103T:n tuottamaa signaalia. SCA103T valittiin lopputalouteen, koska se oli työn toteutukseen jo suunnitteluvaiheessa ensisijaisesti valittu kiihtyvyysanturi ja myös tulosten analysointiin käytetyt algoritmit olivat optimoitu pääasiassa SCA103T:n signaalille. Lisäksi SCA103T on kappaleen 4.1 mukaisesti herkempi ja vähäkohinaisempi kuin SCA100T.

## 4.8 Häiriöt ja virhelähteet

Kehitetyllä mittalaitteistolla havaittu hyötysignaali eli sydämen ja verenkierron toiminnan kehoon ja edelleen kiihtyvyysantureihin aiheuttama ballistokardiografinen kiihtyvyys oli hyvin heikko, joten sen erottamista vaikeuttivat monet laitteistoon ja mittaustapahtumaan liittyvät häiriöt. Nämä häiriöt voidaan syntytapansa mukaan jakaa sähköisiin ja mekaanisiin häiriöihin.

### 4.8.1 Sähköiset häiriöt

Sähköisiä häiriöitä aiheuttavat kaikki mittalaitteiston läheisyydessä sähköistä energiaa ympäristöönsä säteilevät laitteet sekä toisaalta luonnolliset lähteet, kuten aurinko ja ilmakehä. Häiriöt voivat olla luonteeltaan jatkuvia tai esimerkiksi kytkinten aiheuttamia satunnaisesti toistuvia impulsseja. Tämän työn mittaukset suoritettiin teollisuusalueella sijaitsevassa toimistorakennuksessa, jossa merkittävimpiä häiriölähteitä ovat rakennuksen sähkönjakelu, valaisimet, erilaiset sähkötyökalut ja toimistokoneet sekä tietoliikenne, kuten matkapuhelimet. Häiriöt voivat kytkeytyä laitteiston antureihin,

mittapiiriin, kaapeleihin ja muihin johtaviin osiin kapasitiivisesti, induktiivisesti tai sähkömagneettisen säteilyn kautta. Häiriöiden kytkeytymistä voidaan yleisesti torjua muuttamalla johtimien etäisyyttä ja suuntaa verrattuna häiriölähteisiin. Induktiivisten häiriöiden kytkeytymistä voidaan vähentää myös välttämällä johdinsilmukoiden muodostumista laitteistoon. Kaapeleiden asento vaikuttaa muutenkin häiriöiden muodostumiseen, sillä täriseviin tai muuten liikkuviin johtoihin voi indusoida ympäristön hajamagneettikentistä häiriöjännitteitä. Lisäksi kaapeleiden taivuttaminen voi synnyttää varauksia kaapelin eristeaineessa, mikä myös näkyy häiriöjännitteinä mittauksissa. Mittalaitteistoon kytkeytyneiden häiriöiden vaikutusta voidaan vähentää vahvistamalla ja suodattamalla mitattavaa signaalia. [73]

Tämän työn mittauksissa sähköisiä häiriöitä aiheutti pääasiassa sähköverkon 50 Hz:n signaali, joka näkyi suodattamattomassa mittasignaalin voimakkaana peittäen alleen BKG-signaalin. Sähköverkon vaikutus voitiin kuitenkin eliminoida tehokkaasti mitattavan signaalin alipäästösuodatuksella. Suodatus ei heikennä BKG-signaalia, sillä sen taajuudet ovat huomattavasti 50 Hz:n alapuolella [5] [30]. Sähköverkon häiriöiden lisäksi työssä näkyi laitteiston omaan käynnistymisen liittyvä impulssiluonteinen transienttihäiriö aina mittauksia aloitettaessa. Tämä häiriö katosi signaalista yleensä viimeistään noin 5 s laitteiston käynnistymisen jälkeen.

Yleisesti sähköisten häiriöiden kytkeytymistä pyrittiin työssä välttämään jättämällä mittapiirilevyn kaapelit mahdollisimman lyhyiksi ja käyttämällä suojattuja kaapeleita. Mittausten aikana kaapelien liikkuminen estettiin, eikä niihin annettu muodostua silmukoita tai turhia taitoksia. Lisäksi vaaka mittapiireineen ja siitä lähtevät kaapelit sijoitettiin mittausten ajaksi pois tietokoneiden ja muiden sähkölaitteiden välittömästä läheisyydestä. Sähköiset häiriöt olisi voitu tehokkaasti välttää suorittamalla mittaukset sähkömagneettisesti eristetyssä huoneessa, mutta toimistotiloja pidettiin parempana vaihtoehtona, koska laitteistoa haluttiin testata kaupallisen lopputuotteen tyyppillistä käyttöympäristöä, kuten käyttäjän kotia tai esimerkiksi kuntosalia, vastaavissa olosuhteissa.

#### **4.8.2 Mekaaniset häiriöt**

Mekaanisia häiriöitä ovat kaikki kiihtyvyyssantureihin kytkeytyvät kiihtyvyydet, jotka eivät kuulu mittauksen kohteena olevaan BKG-signaaliin. Ne voidaan erotella koehenkilön liikkeistä aiheutuviin ja mittalaitteiston ympäristöstä tuleviin häiriöihin. Häiriöitä aiheuttavia koehenkilön liikkeitä ovat hengitys, raajojen ja pään tahattomat liikkeet sekä yleisesti kaikki kehossa mekaanista liikettä aiheuttava sydämeen tai verenkiertoon liittymätön toiminta. Kaikki kehon liikkeet ja heilahtelut voivat aiheuttaa mitattavaan signaalin taustakohinan lisäksi erisuuruisia artefakteja, jotka on mahdollista tulkita virheellisesti BKG:n aalloiksi. Artefaktien suuri määrä heikentää näin ollen olennaisesti mittauksen luotettavuutta. Paras mittaustulos saadaan luonnollisesti häiriöliikkeiden ollessa mahdollisimman pieniä eli koehenkilön seisoessa mahdollisimman liikkumattomana rauhallisesti paikallaan.

Kehon suurimpien osien, kuten raajojen, liikkeitä on mahdollista tietoisesti välttää rajoitetun pituisen mittauksen aikana ja näin vähentää artefakteja ja muita häiriöitä. Käytännössä koehenkilön kehon hyvää liikkumattomuutta on tämän työn mittaustilanteessa kuitenkin hyvin vaikea saavuttaa, sillä esimerkiksi hengityksen aiheuttaman liikkeen lisäksi jo pelkkään seisoma-asennon ylläpitoon liittyy aina useiden

eri lihasten jännittymistä [15]. Lihasjännitys aiheuttaa tärinää ja värähtelyjä kehoon, mikä näkyy mittauksissa mekaanisina taustahäiriöinä ja vaikeuttaa varsinaisen BKG-signaalin erottamista. Lisäksi erityisesti pään ja niskan alueen liikkeiden välttämisen havaittiin mittauksissa olevan koehenkilöille yllättävän haastavaa. Pään liikkeiden todettiin myös kytkeytyvän raajojen liikkeitä voimakkaammin vaakalevyyn ja kiihtyvyyssantureihin. Näin ollen mitattavaan signaaliin jäi yleensä tietty määrä suuriakin virheartefakteja. Koehenkilön hengityksen ja muiden liikkeiden vaikutusta mittauksiin on käsitelty lisää seuraavassa luvussa.

Toinen BKG-mittauksissa huomioonotettava mekaaninen häiriötekijä on ympäristön tärinän vaikutus. Tämän työn tapauksessa ympäristön pääasiallisia häiriöitä olivat vaakaa ympäröivän lattian ja koko rakennuksen värähtelyt, joita aiheuttavat esimerkiksi rakennuksessa käytettävät työkoneet, ilmastointi, ovien ja hissien käyttö, rakennuksessa kävelevät ihmiset, lähellä liikkuvat ajoneuvot sekä maanrakennustyöt lähialueilla. Ympäristön vaikutusta selvitettiin testaamalla mittalaitteistoa ilman vaa'alla seisovaa koehenkilöä ja vertaamalla tuloksia koehenkilöillä tehtyihin mittauksiin. Tyypillisen kiihtyvyyssantureihin vaikuttavan ympäristön mekaanisen kohinan amplitudihuippujen arvioitiin näiden testimittauksien perusteella olevan noin 40–80  $\mu\text{g}$ :n suuruusluokkaa. Kertaluonteiset häiriöt, kuten ihmisten kävely laitteiston lähetyvillä, näkyivät kuitenkin tätä suurempina. BKG-signaalin amplitudi vaihteli koehenkilöstä riippuen noin 0,4–1,3  $\text{mg}$ :n välillä. Koehenkilöstä aiheutuvan mekaanisen häiriön arviointi oli vaikeampaa, sillä häiriöitä ja varsinaista BKG-signaalia ei voitu suoraan erottaa toisistaan ja häiriöiden suuruus vaihteli paljon koehenkilön liikkeiden suuruuden ja laadun mukaan. Näennäisesti liikkumattomassa tilassa pysyvän henkilön kehon häiriövaikutusten arvioitiin olevan amplitudiltaan noin 0,2–0,3  $\text{mg}$ :n suuruusluokkaa.

Edellisen vertailun perusteella ympäristön mekaanisten häiriöiden vaikutus voitiin todeta varsin pieneksi verrattuna koehenkilön tahattomista liikkeistä aiheutuviin häiriöihin. Yksi syy tähän on ympäristön häiriöiden vaimentuminen ennen kiihtyvyyssantureita vaa'an ja lattian välisissä kumieristeissä, vaa'an rungossa ja erityisesti rungon ja vaakalevyn välisessä jousessa. Koehenkilöstä tulevat häiriöt sen sijaan pääsevät BKG-signaalin tapaan kytkeytymään kehosta suoraan vaakalevyyn ja antureihin.

Ainoa mittausten kannalta merkitykselliseksi todettu ympäristön häiriölähde oli vaa'an lähistöllä kävelevistä ihmisistä aiheutuva lattian tärinä. Mittaukset suoritettiin tavallisissa avotoimisto-olosuhteissa, joten kaikkea ihmisten liikkumista samassa tilassa ei voitu täysin välttää. Mittalaitteiston välitön lähiympäristö rauhoitettiin kuitenkin mittausten aikana ylimääräiseltä liikkumiselta ja muulta toiminnalta, joten ympäristöstä aiheutuvat mekaaniset häiriöt jäivät vähäisiksi. Ympäristön mekaanisia vaikutuksia olisi voitu edelleen pienentää käyttämällä mekaanisesti eristävää alustaa vaa'an alla tai suorittamalla mittaukset mekaanisesti paremmin eristetyissä tiloissa. Tätä ei kuitenkaan pidetty tarkoituksenmukaisena, sillä ympäristöstä kiihtyvyyssantureihin kytkeytyvät häiriöt olivat jo nyt riittävän pieniä. Kuten sähköisten häiriöiden tapauksessakin, toimistotilojen ajateltiin myös mekaanisesti vastaavan eristettyä huonetta paremmin mahdollisen kaupallisen tuotteen käyttöympäristöä.

Koehenkilön tahattomat liikkeet mittauksen aikana olivat edellisen perusteella selkeästi merkittävin tässä työssä häiriöitä aiheuttava tekijä. Tämä johtuu pitkälti mittausten toteuttamisesta seisoma-asennossa, jolloin kehon liikkeet ovat huomattavasti suurempia

kuin istuma- tai makuuasennossa toteutetuissa BKG-mittauksissa. Sekä koehenkilön että ympäristön aiheuttamien häiriöiden vaikutusta pyrittiin vähentämään mitattavan signaalin kaistanpäästösuodatuksella BKG-signaalille tyypilliselle taajuuskaistalle. Osa häiriöistä ilmenee kuitenkin tällä samalla taajuusalueella, joten parempien tulosten saamiseksi signaalia käsiteltiin lisäksi tarkoitusta varten kehitetyllä algoritmilla (ks. kappale 5.2.2) ballistokardiografisten osien tunnistamiseksi.

## 5 Mittaukset ja analyysi

Edellisessä luvussa kuvatus mittalaitteiston suorituskyvyn testaamiseksi sillä tehtiin kontrolloituja koemittauksia kymmenellä eri koehenkilöllä. Mittausdataa analysoitiin numeerisesti, ja saatujen tulosten perusteella arvioitiin BKG:n perusteella lasketun syketaajuuden luotettavuutta sekä verrattiin BKG:lla havaitun sykevoimakkuuden ja koehenkilön kunnon välistä yhteyttä. Tässä luvussa selostetaan suoritettut mittaukset ja niissä käytetty mittausasetelma sekä kuvataan tuloksien analysointiin käytetyt menetelmät.

### 5.1 Mittaukset

Ennen varsinaisten mittausten aloittamista testattiin laitteistolla useita erilaisia mittausasetelmia optimaalisen koejärjestelyn löytämiseksi. Näissä testeissä käytettiin kolmea ensimmäistä koehenkilöä (ks. kappale 5.1.3). Vaihtoehtoja vertailtiin tarkkailemalla SCA100T- ja SCA103T-kiikityvyysantureiden reaaliaikaisesta BKG-signaalista samalta koehenkilöltä erottuvien sykepiikkien amplitudia eri asetelmissa vastaavalla tavalla kuin edellisessä luvussa kuvatussa vaa'an valinnassa ja anturin kiinnitysratkaisujen tai sijainnin arvioinnissa. Näin voitiin löytää voimakkaan signaalin ja hyvän kytkeytymisen mahdollistava mittausasetelma.

Optimaalisen mittausasetelman valinnan jälkeen suoritettiin varsinaiset laitteiston suorituskyvyn testaamiseksi suunnitellut koehenkilömittaukset. Kymmenelle koehenkilölle tehtiin kullekin yksi noin minuutin pituinen mittaus, jonka aikana SCA103T-kiikityvyysanturin ja EKG-sykeanturin tuottamat signaalit tallennettiin tietokoneen muistiin objektiivisen jatkoanalyysin mahdollistamiseksi. Lisäksi jokaisen mittauksen aikana tehtiin reaaliajassa nähtävistä signaaleista alustavia havaintoja sykepiikkien erottumiseen ja voimakkuuteen liittyen. Mittauksen aikana tarkkailtiin myös EKG-sykeanturin toimivuutta, ja ongelmatapauksissa mittaukset tarvittaessa toistettiin.

#### 5.1.1 Mittausasetelma

Vertailukelpoisten ja luotettavien mittaustulosten saamiseksi mittausasetelma ja -olosuhteet vakioitiin eri koehenkilöillä suoritetuissa mittauksissa keskenään mahdollisimman samankaltaisiksi. Koska vaakalevy ei ollut täysin jäykkä, jalkojen asennolla ja sijaintipaikalla oli suuri vaikutus BKG-signaalin kytkeytymiseen (ks. kappaleet 4.4.3 ja 4.4.4). Oikean asennon varmistamiseksi kehitettiin yhtenäinen asetteluprotokolla, jossa koehenkilön jalat asetettiin suoraan vaakalevyn takareunasta etureunaa kohti ja kantapäät asetettiin aivan vaakalevyn takareunan tasalle, jolloin kalibrointinoppa antureineen jäi jalkojen väliin jalkojen ollessa molemmilla puolilla kiinni sen reunoissa. Tätä ohjeistusta noudattamalla saatiin kaikkien koehenkilöiden jalkojen sijoittelu vaakalevyllä hyvin samankaltaiseksi, vaikka anatomisten erojen takia täysin samanlaista asettelua ei ollutkaan mahdollista saavuttaa. Tuloksia pidettiin kuitenkin analyysin luotettavuuden kannalta riittävän vertailukelpoisena. Koska kantapäät sijoittuivat tässä asettelussa mahdollisimman lähelle antureita, saatiin myös BKG-signaalin kytkeytyminen kappaleen 4.4.3 mukaisesti mahdollisimman hyväksi.

Mittausasetelman optimoinnissa verrattiin lisäksi kengät jalassa ja ilman kenkiä saatavaa signaalia muutamia eri kenkiä käyttäen. Kengät jalassa saavutettiin tiiviimpi ja vakaampi kontakti vaakalevyn ja jalkojen välillä, mikä vähensi jalkojen asentoon liittyvää epävarmuutta. Toisaalta useimpien kenkien pohjat vaimensivat hieman BKG-signaalia, ja eri kenkiin liittyvät vaimennuskertoimet olivat varsin erisuuruisia. Vertailukelpoisuuden parantamiseksi mittaukset päätettiin siksi suorittaa ilman kenkiä. Myös lopullista tuotetta ajatellen useimpien terveystaakojen BIA-mittaus on elektrodikontaktin mahdollistamiseksi tehtävä paljain jaloin, joten BKG-mittaus tällaisessa laitteessa on käytännöllistä suunnitella tehtäväksi ilman kenkiä.

### 5.1.2 Hengityksen vaikutus

Hengityksen vaikutusta selvitettiin kolmella ensimmäisellä koehenkilöllä testaamalla mittauksia sekä koehenkilön hengittäessä rauhallisesti että pidättäessä hengitystään. Odotusten vastaisesti hengitystä pidätettäessä mitattiin selvästi heikkolaatuisempaa ja enemmän häiriötä sisältävää BKG-signaalia. Ongelmien oletettiin johtuvan kehon värinästä ja tahattomista liikkeistä, jotka liittyvät hengityksen pidättämisen aiheuttamaan stressitilaan. Toisaalta rauhallisesti hengittävältä koehenkilöltä mitatuista signaaleista kyettiin vain heikosti erottamaan useissa aiemmissa tutkimuksissa ja kirjallisuuslähteissä [3] [13] [26] [33] [42] mainittua hengityssignaalia tai hengitykseen liittyviä häiriötä. Tämän perusteella hengityksen voitiin olettaa kytkeytyvän seisoma-asennossa olevan koehenkilön rintakehästä mitta-alustaan heikompana kuin useimpien kirjallisuuslähteiden makuu- tai istuma-asennossa tehtävissä BKG-mittauksissa. Näiden hengitykseen vaikutukseen liittyvien havaintojen takia lopulliset mittaukset suoritettiin koehenkilön hengittäessä rauhallisesti ja hengityksen pidättämisestä luovuttiin.

### 5.1.3 Koehenkilöt

Mittauksia tehtiin kymmenellä eri koehenkilöllä, jotka valittiin edustamaan laajasti erilaisia ikä-, sukupuoli- ja kuntotasoryhmiä. Koehenkilöt numeroitiin välillä 01–10. Ennen mittauksia kaikki koehenkilöt täyttivät taustatietolomakkeen, jossa varmistettiin lupa henkilön tietojen käyttöön tutkimuksessa ja selvitettiin henkilön ikä, sukupuoli, pituus, massa sekä oma arvio fyysisestä kunnosta. Koehenkilön fyysisen kunnan tunnuslukuna käytettiin kuntoarviota KA. Se valittiin kolmiportaiselta asteikolta, jonka portaille annettiin numeroarvot: heikko = 1, kohtalainen = 2 ja hyvä = 3. Koehenkilöitä pyrittiin ohjeistamaan siten, että kuntoarviot olisivat keskenään mahdollisimman hyvin yhteismitallisia. Kerättyjen tietojen perusteella kullekin koehenkilölle laskettiin myöhempiä analyysiä varten myös painoindeksi BMI kaavalla

$$BMI = \frac{m}{h^2}, \quad (5.1)$$

jossa  $m$  on henkilön massa kilogrammoina (kg) ja  $h$  on henkilön pituus metreinä (m). Testeissä käytetyiltä koehenkilöiltä kerätyt tiedot ja lasketut painoindeksit on kirjattu liitteeseen F.

Kaikki koehenkilöt olivat välittömästi ennen suoritettuja mittauksia toimineet normaalissa toimistotyössä tai muuten sitä vastaavissa olosuhteissa, eivätkä siten olleet altistuneet merkittävälle fyysiselle rasitukselle. Näin ollen kaikissa mittauksissa voitiin olettaa seurattavan lähinnä sydämen levon aikaista toimintaa, mikä oli tulosten

vertailukelpoisuuden kannalta tärkeää. Kaikkien mittausten suorittaminen lepotilassa eli koehenkilöiden syketajuuden ollessa todennäköisesti verrattain matala helpotti myös syketajuuteen liittyvien parametrien asettamista mittaustulosten tulkintaan käytetyssä sykkeentunnistusalgoritmissa (ks. kappale 5.2.2).

### 5.1.4 Mittaustapahtuma

Kaikille koehenkilöille suoritettiin noin minuutin pituinen mittaus, jonka aikana he seisoivat mahdollisimman rauhallisina ja liikkumatta pystysuorassa asennossa vaa'an päällä. Kädet pidettiin rentoina kehon molemmilla sivuilla samalla EKG-sykeanturin kapuloita kevyesti puristaen. Mittaustilanteessa koehenkilöiden oli yleisesti vaikea ylläpitää tulosten tulkinnan kannalta toivottavan hyvää liikkumattomuutta enää 20–40 s mittauksen aloittamisen jälkeen. Ensimmäisenä alkoivat lisääntyä erityisesti pään ja niskan tahattomat liikkeet. Näitä seurasi yleensä pian raajojen tahattomien liikkeiden voimistuminen.

Koehenkilön asetuttua vaa'alle mittaasetelman mukaiseen liikkumattomaan asentoon käynnistettiin mittauksen tallennus, minkä jälkeen mittalaitteiston alustumiseen kului tyypillisesti noin 10–15 s. Alustumisella tarkoitetaan tässä yhteydessä jaksoa, jonka aikana kaikki laitteiston käynnistymiseen liittyvät sähköiset artefaktit ja yleensä niitä kauemmin kestävät koehenkilön asettumiseen liittyvät mekaaniset häiriöt poistuvat signaalista. Parhaat mittaustulokset nähtiin edellä mainitun mukaisesti koehenkilöstä riippuen alustumista seuraavien 20–40 s:n aikana eli ennen liikeartefaktien liiallista voimistumista.

Kuten kappaleessa 4.5 on mainittu, EKG-sykemittauksessa oli ajoittain ongelmia, jotka pystyttiin pitkälti välttämään antamalla sykeanturin stabiloitua kyseisen koehenkilön käsissä riittävän kauan. Koska kehon asento ei vaikuta EKG-mittaukseen mitenkään, sykeanturin stabilointi suoritettiin ennen mittausasennon ottamista, jotta koehenkilöt eivät turhaan väsyisi jo ennen mittauksen aloittamista. Useimmilla koehenkilöillä sykeanturin stabilointiin riitti alle 15 s, mutta osassa tapauksista aikaa kului selvästi kauemmin. Jotta EKG-sykemittausta voitaisiin varmuudella pitää luotettavana referenssinä, sitä seurattiin kaikissa mittauksissa käyttöliittymän reaaliaikanäkymästä tarkasti koko mittauksen tallentamisen ajan. Näin mahdollinen epävakaa toiminta voitiin aina välittömästi havaita. Tällaisissa tapauksissa koko mittaus hylättiin ja anturi stabiloitiin uudestaan, minkä jälkeen mittaus aloitettiin alusta. Useimmiten EKG-sykemittaus toimi kuitenkin ongelmitta. Mittaus jouduttiin toistamaan sykeanturin häiriöiden takia vain kahdessa tapauksessa kymmenestä.

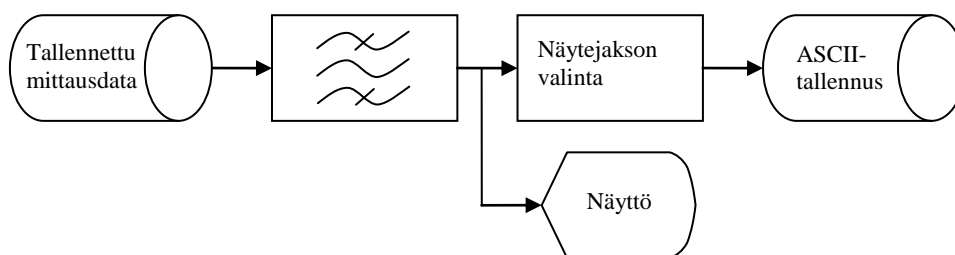
## 5.2 Numeerinen analyysi

Koehenkilöille tehdyistä mittauksista kertyi suuri määrä mittaustietoa, josta valittiin kiinnostavat osat jatkoanalyysia varten. Ennen analyysiä data suodatettiin ja sitä muokattiin analyysin kannalta sopivaan muotoon. Mittalaitteiston käyttöliittymän reaaliaikanäkymän signaalien kaistanpäästösuodatusta lukuun ottamatta kaikki työssä suoritettu digitaalinen signaalinkäsittely toteutettiin offline-prosessointina eli dataa käsiteltiin vain mittausten tallentamisen jälkeen. Näin laitteiston prosessointiteho riitti laajempien ja raskaampien algoritmien käyttöön. Työssä rakennetun mittalaitteiston suorituskykyä arvioitiin kahdella eri tavalla: mittaamalla sen sykkeentunnistuskykyä ja arvioimalla laitteiston toimivuutta fyysisen kunnon ja iskutilavuuden päättelmissä.



### 5.2.1 Mittausdatan esikäsittely ja valinta

Koehenkilöiltä mittausten aikana tallennettua LabVIEW:n Waveform-muotoista dataa muokattiin mittausten jälkeen numeerisen analyysin mahdollistamiseksi. Tätä varten kehitettiin kevyt LabVIEW-sovellus, jolla tallennettua dataa voitiin lukea halutusta mittausajankohdasta, esittää kuvan 4.11 käyttöliittymää vastaavassa näkymässä ja tallentaa edelleen ASCII-muodossa. Koska alkuperäinen mittausdata oli tallennettu suodattamattomana, sille tehtiin digitaalinen kaistanpäästösuodatus sopivalle taajuuskaistalle korkeataajuuksien häiriöiden ja tasavirtakomponenttien poistamiseksi. Suodatus toteutettiin käyttöliittymän reaaliaikasuodatuksen tapaan digitaalisesti lisäämällä LabVIEW-sovellukseen IIR-tyyppiset alipäästö- ja ylipäästösuodattimet, joiden -3 dB:n rajataajuuksien ja asteluvut jätettiin sovelluksessa vapaasti säädettäviksi. Kirjallisuudesta löytyvät tiedot BKG-signaalin efektiivisestä taajuuskaistasta liittyvät pääasiassa sänky-, pöytä- tai tuolityyppisiin laitteisiin [5] [13] [30], joten seisoma-asentoon soveltuvaa suodatusta testattiin erilaisilla rajataajuusparametreilla. Parhaiten toimiviksi suodatinasetuksiksi valikoituivat kuitenkin jo kappaleessa 4.7 reaaliaikaisignaalien suodatuksessa käytetyt arvot eli rajataajuuksien 0,4 Hz ja 20 Hz ja vastaavat asteluvut 4 ja 7. Kuvassa 5.1 on havainnollistettu mittausdatan esikäsittelyä yksinkertaistetulla vuokaaviolla.



**Kuva 5.1:** Kiihtyvyyssanturilla mitatun datan esikäsittely.

Jokaiselta koehenkilöltä tallennetusta noin minuutin kestäneestä mittauksesta valittiin jatkotutkimukseen 10 s:n pituinen näytejakso. Tämä pituus arvioitiin riittävän suureksi kelvollisten tulosten saamiseksi, mutta sopivan lyhyeksi ajatellen kaupallista kuluttajatuotetta, jolla mittaus ei hyvän käyttökokemuksen takaamiseksi saa kestää liian kauan. Vertailukelpoisuuden lisäämiseksi jatkoanalyysin näyte valittiin kaikista mittauksista systemaattisesti samoja kriteerejä käyttäen. Sopivaksi näytejaksoksi valittiin heti mittauksen aloittamisen jälkeen tapahtunutta laitteiston alustumista seuraavat 10 s. Tällöin kunkin valittavan näytteen alkupiste voitiin tunnistaa kohdasta, jossa kaikki laitteistoon ja koehenkilön asettumiseen liittyvät häiriöt ja artefaktit olivat ehtineet kadota signaalista. Tämän aikajakson oletettiin teoriassa myös sisältävän vähiten koehenkilön väsymiseen liittyviä tahattomia liikkeitä. Todellisuudessa liikkeisiin liittyviä häiriöitä oli useissa käytetyissä näytteissä kuitenkin selvästi havaittavissa. Laadukkaampia näytteitä olisi voitu saada, jos jokaisesta mittauksesta olisi etsitty vähiten häiriöitä ja artefakteja sisältävä paras 10 s:n pituinen jakso. Tällainen selektiivinen analyysi sopii kuitenkin huonosti mittausdatan kokonaisvaltaiseen arviointiin, sillä erikseen valikoidut parhaat näytejaksot antavat epärealistisen kuvan datan yleisestä laadusta. Näin ollen selektiivistä analyysia ei haluttu käyttää.

### 5.2.2 Sykkeentunnistuskky

Yhtenä kehitetyn mittalaitteiston suorituskyvyn tärkeänä mittarina pidettiin sen kykyä määrittää syke kiihtyvyysanturien havaitsemasta BKG-signaalista, sillä mitatun signaalin muotoihin perustuvan sykkeentunnistuksen onnistuminen osoittaa signaalin kuvaavan todellisia sydänperäisiä ilmiöitä. Pelkkä syketaajuuden mittaaminen ei sellaisenaan hyödynnä ballistokardiografian oletettuja mahdollisuuksia sydämen terveys- ja kuntotietojen havaitsemiseen, mutta luotettava sykkeentunnistus kertoo hyvistä edellytyksistä myös signaalin muotojen syvällisempään analysointiin. Toisaalta jo kiihtyvyysantureilla tapahtuva sykemittaus lisää olennaisesti terveysvaakojen toiminnallisuuksia, sillä ilman lisävarusteita sykemittaukseen kykeneviä kaupallisia vaakalaitteita ei tällä hetkellä löydy markkinoilta, vaikka aihetta onkin tutkittu jonkin verran [48] [49]. Syketaajuutta voidaan tosin mitata melko helposti monilla muilla olemassa olevilla menetelmillä, mutta nämä edellyttävät käsissä pidettäviä elektrodeja tai erikseen kehoon, useimmiten rintakehälle tai ranteeseen, kiinnitettäviä laitteita. Vaakaan integroiduilla kiihtyvyysantureilla syke voidaan sen sijaan mitata muiden terveystmittausten yhteydessä ilman erillisiä lisäosia ja niiden kiinnittämiseen liittyviä toimenpiteitä.

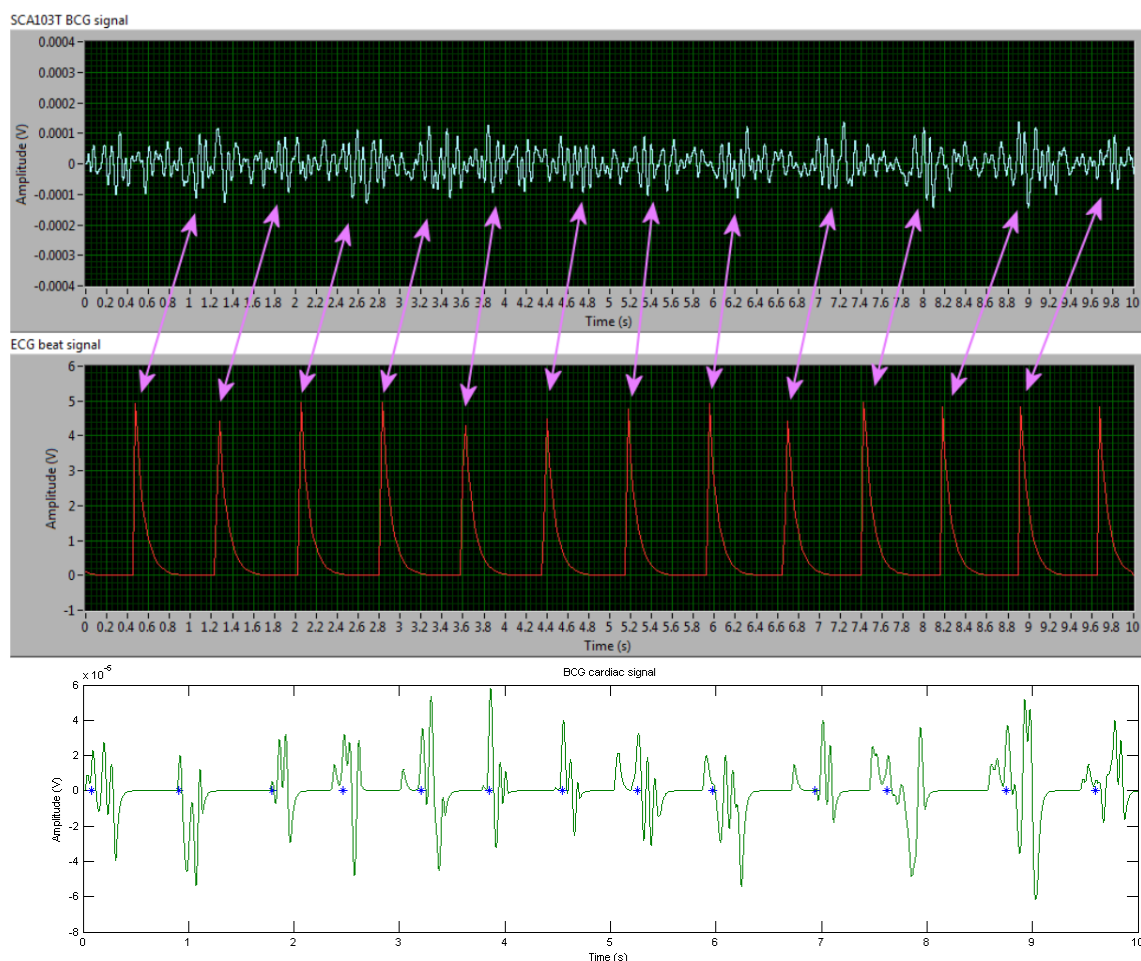
Mittalaitteiston sykkeentunnistuskkyä selvitettiin vertaamalla SCA103T-anturilla mitatusta BKG-signaalista tunnistettujen sykkeiden määrää EKG-sykeanturilla samassa ajassa mitattuun sykkeiden määrään. EKG-sykesignaalin piikit laskettiin todellisiksi sykkeiksi niiden amplitudin ylittäessä Vernierin minuuttisykettä laskevan algoritmin käyttämän 2 V:n kynnsarvon. Käytännössä EKG:n sykkeiden erottamisessa ei ollut epäselvyyttä, sillä kaikki havaitut pulssit olivat amplitudiltaan vähintään 4 V.

BKG-signaalin sykeperäisten osien tunnistamiseen käytettiin kahta vaihtoehtoista menetelmää, silmämääräistä ja algoritmista, joiden luotettavuutta arvioitiin ja verrattiin keskenään. Silmämääräinen sykkeentunnistus toteutettiin vain BKG-signaalin muotojen perusteella käyttämättä apuna EKG-sykesignaalia. Tunnistuksessa pyrittiin erottamaan signaalista yksittäiset BKG-kompleksit niiden korkea-amplitudisten huippujen avulla. Kukin tällä tavoin tunnistettu sykepulssi laskettiin yhdeksi todelliseksi sydämen sykkeeksi. Sykepulssilla tarkoitetaan tässä yhteen sydämen lyöntiin liittyvää BKG-kompleksia eli kaikkia yhden sykkeen vaikutuksesta näkyviä ballistokardiogrammin aaltoja.

Yleisesti näytteistä voitiin melko helposti erottaa sykkeisiin liittyvät BKG-huiput ja laskea edelleen sykkeiden määrä näytteen aikana. Näytteissä oli kuitenkin myös osia, joissa sykkeiden tunnistamiseen liittyi enemmän tulkinnanvaraisuutta. Tällaisissa tapauksissa silmämääräisen syketulkinnan tulokset riippuivat osittain tulkitsijan kokemuksesta ja arviointikyvystä. Erityisesti kappaleessa 4.8.2 mainitut koehenkilön kehon liikkeistä johtuvat mekaaniset häiriöt näkyivät BKG-signaalissa herkästi tunnistamista vaikeuttavina ylimääräisinä huippuina tai taustahäiriöinä. Joillakin koehenkilöillä signaalin sykeperäiset osat erottuivat jatkuvasti hyvin vaimeina, jolloin sykepulssia oli vaikea tunnistaa ja erottaa taustakohinasta. Mekaaniset häiriöt ja heikko BKG-signaali altistivat siten sykkeentunnistuksen kahdentyyppisille virheille eli ylimääräisille syketulkinnoille tai todellisten sykkeiden havaitsematta jäämiselle.

Silmämääräiseen menetelmään verrattuna algoritmisella sykkeentunnistuksella lisättiin tulkinnan objektiivisuutta ja riippumattomuutta tulkitsijan kokemuksesta. Sykepulssien

laskentaan kehitettiin tällöin systemaattinen menetelmä, jolla sykkeiksi tunnistettavat signaalimuodot valikoituivat aina samojen määritelmien mukaan. Tämä toteutettiin hyödyntämällä VTI:llä BKG-projektin aikana kehitettyä algoritmia, joka optimoitiin tässä työssä käytetyllä SCA103T-kiihtyvyyssanturilla saatujen BKG-signaalien käsittelyyn. Algoritmi perustui tiettyjen korkeudeltaan ja kulmakertoimeltaan sopivat määritelmät täyttävien peräkkäisten signaalimuotojen tunnistamiseen. Lisäksi algoritmissa tehtiin oletus suurimmasta mahdollisesta syketaajuudesta, joten koehenkilön mahdollisesti poikkeuksellisen korkea syke mittaushetkellä piti huomioida algoritmin parametreja säädettäessä. Algoritmin suorittamiseen käytettiin MathWorksin MATLAB-ohjelmistoa, jolla luettiin aluksi ASCII-muotoon konvertoidut BKG-mittausten tulokset. Algoritmilla tuotettiin kunkin koehenkilön datasta kuvaaja, jossa oli säilytetty vain sydänperäisiksi oletetut signaalin osat. Sykkeen alkupisteeksi tulkitut kohdat on esitetty kuvaajissa sinisellä +-merkillä. Nämä kohdat liittyvät lähinnä algoritmin ominaisuuksiin, eikä niillä ole varsinaista fysiologista merkitystä. Laskemalla merkkien lukumäärä saatiin suoraan selville näytteen aikana esiintyvien sykkeiden määrä. Koska algoritmi oli vielä kokeellisella tasolla, sen toiminnasta erilaisissa tilanteissa ei ollut varmuutta, ja se oli altis systemaattisille virheille. Algoritmisen sykkeentunnistuksen lisäksi oli siksi välttämätöntä käyttää edellä esiteltyä vähemmän objektiivista silmämääräistä menetelmää.



**Kuva 5.2:** Analysoitu BKG-signaalin jakso ja sitä vastaava EKG-signaali.

Kuvassa 5.2 on esitetty esimerkkinä 10 s:n jakso koehenkilöltä 01 mittausasetelman kehittämisen jälkeisessä testimittauksessa saadusta BKG-signaalista (ylin käyrä) ja sitä vastaavasta EKG-sykesignaalista (keskimmäinen käyrä). Alimpana on yläpuolisen BKG-käyrän datasta MATLAB:lla piirretty sykkeentunnistusalgoritmin tuottama kuvaaja. Esimerkin näytejakso havainnollistaa hyvin sekä koehenkilön tärinän takia hieman häiriöisempää BKG-signaalia (näytteen ensimmäiset noin 5 s) että häiriöitä vähemmän sisältävää BKG-signaalia (jälkimmäiset noin 5 s). Liitteeseen G on koottu kuvaa 5.2 vastaavat kuvaajat kappaleen 5.1 mukaisista lopullisista mittauksista jokaiselta mittauksista osallistuneelta kymmeneltä koehenkilöltä.

Eri mittausmenetelmillä havaittujen signaalien välillä on tietynsuuruinen vaihe-ero, minkä takia samaa sydämen sykettä vastaavat pulssit näkyvät aikatazon BKG-signaalissa hieman myöhemmin kuin EKG-sykemittauksen signaalissa. Tämä johtuu pääasiassa siitä, että BKG ja EKG mittaavat erilaisia fysiologisia tapahtumia sydämessä. Sykkeen paikkaa tämän työn EKG-mittauksessa ilmaiseva QRS-kompleksi muodostuu kappaleen 2.1.4 mukaisesti hieman ennen kammiosystolen alkua [15], kun taas BKG-signaalin pääkomponenttien voidaan kappaleen 2.2.3 mukaisesti olettaa muodostuvan myöhemmin kammiosystolen aikana veren työntyessä suuriin valtimoihin kammio-valtimoläppien avautumisen jälkeen ja vaihtaessa vähän myöhemmin suuntaa aortan kaaressa. Lisäksi sähköinen EKG-signaali välittyy käsien elektrodeihin nopeammin kuin mekaaninen BKG-signaali vaa'an kiihtyvyyssantureihin, mutta tästä johtuva viive on käytännössä vähäinen. Kolmas BKG- ja EKG-signaalin väliseen vaihe-eroon vaikuttava tekijä on kappaleessa 4.5 mainittu EKG-sykeanturin ja kiihtyvyyssanturien signaalien välisen aikasykronoinnin virhe, joka on enimmillään noin 0,2 s. Virheen suuruus ja suunta voivat kuitenkin vaihdella satunnaisesti tämän rajan sisällä.

Signaalien välinen vaihe-ero on selvästi nähtävissä kuvan 5.2 esimerkistä, jossa BKG- ja EKG-käyrien väliin piirretyillä nuolilla on havainnollistettu samaan fysiologiseen sykkeeseen liittyviä pulsseja. Kuvan perusteella BKG-signaalin viive on suunnilleen 0,1–0,5 s. Viiveen tarkempi määrittely on vaikeaa, sillä BKG-signaalin sykepulssit ovat aikatasossa melko leveitä, eikä niistä voida suoraan erottaa yhtenäistä kiinnekohtaa, joka vastaisi aina samaa sykkeen aikaista fysiologista tapahtumaa. BKG:ssa näkyvät sykepulssit ovat myös luonteeltaan vaihtelevan muotoisia ja ne sisältävät tyypillisesti 1–4 korkea-amplitudista piikkiä, joita reunustaa joukko matalampia piikkejä. Piikkien keskinäinen korkeusero voi lisäksi vaihdella kahden perättäisenkin sykkeen välillä. EKG:n perusteella havaittu sykepussi sen sijaan vastaa aina samaa kohtaa QRS-kompleksissa, ja pulssien korkeudet vaihtelevat signaalissa vain hyvin vähän, joten sykkeen tarkan ilmenemiskohdan määrittelyyn ei liity vastaavaa epätarkkuutta.

BKG-signaalin sykepulssien viive EKG-signaaliin verrattuna huomioitiin sykkeiden laskennassa jättämällä huomioimatta EKG-sykesignaalinäytteen viimeisen 0,5 s:n aikana ilmenneet pulssit, sillä niitä vastaavat sykkeet eivät todennäköisesti vielä näy BKG-signaalissa. Vastaavasti sykkeiden laskennassa ei huomioitu BKG-pulsseja, joiden tehosta suurin osa ilmeni näytteen ensimmäisen 0,5 s:n aikana, sillä samoja sykkeitä vastaavat pulssit ovat jääneet EKG-näytteen ulkopuolelle. BKG-signaalista sykkeentunnistusalgoritmillä aivan näytteen alussa tehty sykehavainto ei muutenkaan ole luotettava, sillä algoritmilla ei ole käytettävissään tietoa näytettä edeltävistä signaalien muodoista. Nämä valintaperusteet huomioiden kuvan 5.2 esimerkissä jätetään

laskematta BKG-signaalin ensimmäinen ja EKG-signaalin viimeinen pulssi, jolloin sekä silmämääräisesti laskettujen että sykkeentunnistusalgoritmillä saatujen sykkeiden lukumääräksi saadaan 12. Sama tulos saadaan myös EKG:n perusteella, joten molempien BKG-syketunnistuksen menetelmien virhe on tässä tapauksessa 0. Sykemäärät määritettiin vastaavalla tavalla kaikista liitteeseen G kootuista mittauksista. Saadut arvot on kirjattu liitteeseen H.

### 5.2.3 Havaitun sykevoimakkuuden yhteys fyysiseen kuntoon

Sydämen levonaikainen iskutilavuus on kappaleen 2.1.5 mukaisesti tietyissä rajoissa verrannollinen henkilön fyysiseen kuntoon. Hyväkuntoisen henkilön sydän pumpppaa siis jokaisen sykkeen aikana suuremman määrän verta kuin huonokuntoisen, joten hyväkuntoisella kammiosystolen aikana suuriin valtimoihin työntyvän veren massa on suurempi ja sydän kohdistaa vereen suuremman voiman. [14] [15] Suuri iskutilavuus kasvattaa kappaleessa 2.2.2 esitetyn perusteella näin ollen myös sydämen toiminnan ja veren liikkeen kehoon kohdistamia ballistokardiografisia voimia. Kytkeytyessään mitta-alustana toimivaan vaakalevyyn ja siihen kiinnitettyihin kiihtyvyysantureihin suuremmat voimat näkyvät kiihtyvyysanturien havaitseman BKG-signaalin suurempana amplitudina. Tämän päättelyn mukaan sydämen iskutilavuutta ja edelleen henkilön fyysistä kuntoa voidaan tässä työssä mitata BKG-signaalin sykepulssien amplitudien perusteella. Kunkin sykepulssin korkeimman aaltomuodon voidaan tietyin varauksin olettaa vastaavan normaaliballistokardiogrammin IJK-kompleksia, jonka yhteyttä iskutilavuuteen on kappaleen 2.2.5 mukaisesti selvitetty melko laajasti. Monet kappaleessa mainitut tutkimukset [4] [6] [43] [44] [45] antavatkin lupaavia tuloksia ballistokardiografian mahdollisuuksista sekä iskutilavuuden että fyysisen kunnon määrittämisessä.

Vaakaan integroiduilla kiihtyvyysantureilla suoritettava iskutilavuuden mittausta ja käyttäjän fyysisen kunnon arviointi hyödyntää ballistokardiografian mahdollisuuksia selvästi enemmän kuin edellisessä kappaleessa esitelty syketaajuuden mittausta. Se olisi kaupallisesti varsin kiinnostava lisäys terveystieteiden toimintoihin, sillä markkinoilta ei tällä hetkellä löydy vastaavia toiminnallisuksia sisältäviä laitteita. Iskutilavuuden ei-invasiiviseen mittaamiseen ei muutenkaan ole olemassa helppokäyttöisiä ja edullisia menetelmiä. Nykyään mittaukset tehdään tavallisimmin sydämen ultraäänitutkimusta, elektronista impedanssikardiografiaa tai Valsalvan manööveria käyttämällä, mutta niissä tarvittavat laitteistot ovat kalliita, ja niiden käyttö vaatii erityistä ammattitaitoa [30].

Työssä kehitetyn mittalaitteiston toimivuutta käyttäjän iskutilavuuden ja fyysisen kunnon arvioinnissa selvitettiin vertaamalla edellä kuvatuissa koehenkilömittauksissa SCA103T-kiihtyvyysanturilla tallennetuista BKG-signaaleista havaittujen sykepulssien voimakkuutta liitteeseen F kirjattuihin koehenkilöiden kuntoarvioihin KA. Jo mittauksen aikana voitiin käyttöliittymän reaaliaikänäköymästä alustavasti havaita sykepulssien erottuvan hyväkuntoisiksi arvioiduilla koehenkilöillä voimakkaampina kuin huonokuntoisilla, mikä viittasi vahvasti epäillyn yhteyden olemassaoloon. Objektiivisuuden takaamiseksi liitteessä G esitetyistä BKG-signaalinäytteistä analysoitiin numeerisesti koehenkilön sykevoimakkuutta. Tarkoitukseen sopivaksi sykevoimakkuuden mittariksi valittiin kaikkien näytteen aikana havaittujen todellisten sykepulssien huipusta huippuun (*peak-to-peak*, *pp*) -amplitudien keskiarvo  $\bar{V}_{pp}$ .

Näytteissä todettujen sykepulssien pp-amplitudien oletettiin vastaavan verrattain hyvin kiihtyvyydestyyppisen ballistokardiogrammin IJ-amplitudia, joten pp-amplitudien keskiarvoa voitiin pitää varsin hyvänä tunnuslukuna näytteisiin perustuvalla koehenkilön sykevoimakkuudelle. Jotta tämä sykevoimakkuuden arvio olisi luotettava, piti pp-amplitudien keskiarvon laskentaan käyttää kaikkia näytteenaikaisia todellisiin fysiologisiin sykkeisiin liittyviä sykepulssseja. Myös huonosti erottuvat matala-amplitudiset sykepulssit piti siis pystyä erottamaan luotettavasti ja toisaalta rajata pois sykepulssseja muistuttavien virheartefaktien vaikutus. Korkean tarkkuusvaatimuksen takia edellisen kappaleen mukaista silmämääräistä tai algoritmista sykkeentunnistusta ei voitu kumpaakaan käyttää sellaisenaan, vaan luotettavamman sykkeentunnistuksen takaamiseksi tunnistuksen referenssinä hyödynnettiin EKG-sykeanturin signaalia. EKG-sykesignaalin havaittuja sykepulssseja verrattiin vastaaviin BKG-signaalin aikatasossa noin 0,1–0,5 s jäljessä oleviin kohtiin, minkä perusteella EKG:n pulsseille voitiin löytää vastinpulssit BKG-signaaleista kuvan 5.2 nuolia vastaavalla tavalla. Tällä tavoin tunnistetut sykepulssit liittyivät suurella todennäköisyydellä vain todellisiin sykkeisiin.

Kunkin yksittäisen sykepulssin pp-amplitudin  $V_{pp}$  laskemiseksi määritettiin ensin pulssin korkeimman huipun amplitudi eli yläamplitudi  $V_y$  ja pulssin matalimman pohjan amplitudi eli ala-amplitudi  $V_a$ . Amplitudien kirjaamisessa hyödynnettiin edellisessä kappaleessa mainitun sykkeentunnistusalgoritmin ominaisuutta, jolla voitiin erotella näytteestä kaikkien paikallisten minimien ja maksimien sijainnit ja amplitudit. Ylä- ja ala-amplitudit saatiin näistä arvoista valitsemalla kunkin EKG-referenssin perusteella todelliseksi tunnistetun sykepulssin korkein ja matalin huippu. Näiden huippujen tuli olla aikatasossa lähellä toisiaan ja sisältyä selvästi samaan sykepulssiin. Sykepulssin pp-amplitudi  $V_{pp}$  laskettiin ylä- ja ala-amplitudien erotuksena kaavalla

$$V_{pp} = V_y - V_a. \quad (5.2)$$

Liitteen G näytteistä määritetyt ylä- ja ala-amplitudit ja niistä lasketut pp-amplitudit on kirjattu liitteen I taulukoihin I1–I10. Näistä pp-amplitudeista laskettiin jokaiselle koehenkilölle mittauksissa havaitun sykevoimakkuuden tunnuslukuna käytetyt sykepulssien keskimääräiset pp-amplitudit  $\bar{V}_{pp}$  eli näytteissä havaittujen sykepulssien pp-amplitudien otoskeskiarvot kaavalla

$$\bar{x} = \frac{\sum_i^n x_i}{n}, \quad (5.3)$$

jossa  $x_i$  on näytteen alkion arvo eli yksittäisen sykepulssin pp-amplitudi ja  $n$  on havaintojen eli tässä tapauksessa kyseisen näytteen sykepulssien määrä. Lasketuille otoskeskiarvoille arvioitiin tilastolliset virherajat keskiarvon keskivirheen kaavalla

$$\Delta \bar{x} = \sqrt{\frac{\sum_i^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}}. \quad (5.4)$$

Lasketut otoskeskiarvot ja niiden keskivirheet on kirjattu liitteen I taulukkoon I11. [74]

## 6 Mittaustulosten tarkastelu

Työssä kehitetyn mittalaitteiston ja samalla SCA103T-kiihtyvyyssanturien suorituskykyä ja soveltuvuutta BKG-signaalin havaitsemiseen arvioitiin edellisessä luvussa selostettujen mittausten ja mittauksissa saadulle datalle suoritettuna analyysin perusteella. Tässä luvussa raportoidaan analyysin pohjalta saavutetut tulokset ja arvioidaan niiden merkitystä.

### 6.1 Sykkeentunnistuksen luotettavuus

Sykkeentunnistuksen luotettavuuden arvioimiseksi edellisen luvun analyysin pohjalta liitteeseen H kirjattujen silmämääräisesti ja algoritmisesti BKG-näytteistä tunnistettujen sykkeiden määrälle laskettiin absoluuttiset virheet. Virheet saatiin vertaamalla tunnistettua sykemäärää EKG:sta todettuun sykkeiden määrään. Negatiivinen virhe tarkoittaa, että sykkeitä jäi havaitsematta ja positiivinen virheellistä syketulkintaa. Absoluuttisen virheen lisäksi havainnoille laskettiin virheprosentit kaavalla

$$virhe = 100\% \cdot \frac{N_{BKG} - N_{EKG}}{N_{EKG}}, \quad (6.1)$$

jossa  $N_{BKG}$  on BKG:sta havaittu sykkeiden määrä.  $N_{EKG}$  on EKG:sta saatu sykkeiden määrä, jota voidaan mittausasetelma huomioonottaen pitää käytännössä näytteen sykemäärän oikeana referenssiarvona. Lasketut absoluuttiset virheet ja virheprosentit on kirjattu taulukkoon 6.1.

**Taulukko 6.1:** BKG-signaalista tunnistettujen sykemäärien virheet ja virheprosentit.

Koehenkilön numero	Absoluuttinen virhe		Virheprosentti (%)	
	BKG (silmämääräinen)	BKG (algoritmisen)	BKG (silmämääräinen)	BKG (algoritmisen)
01	0	0	0	0
02	0	1	0	10,0
03	0	-1	0	-7,69
04	-1	1	-9,09	9,09
05	-1	-1	-7,69	-7,69
06	0	0	0	0
07	-4	2	-33,3	16,7
08	-1	-1	-8,33	-8,33
09	0	0	0	0
10	0	0	0	0

Taulukon 6.1 tuloksista nähdään, että silmämääräisen sykkeentunnistuksen virhe oli 0 % kuudella koehenkilöllä kymmenestä eli yli puolella kaikista tapauksista. Kolmella koehenkilöllä havaitsematta jäi yksi syke noin runsaasta kymmenestä todellisesta sykkeestä. Näissä tapauksissa sykkeen kytkeytyminen on voinut esimerkiksi koehenkilön asennon takia jäädä heikoksi, tai sykepulssi on saattanut peittyä liikaa koehenkilön liikkeen aiheuttamien mekaanisten häiriöiden alle. Esimerkiksi koehenkilön 04 näytteessä tällainen kohta voidaan nähdä BKG-signaalissa noin 9 s:n

kohdalla, jossa EKG-sykesignaalin perusteella todellisuudessa oleva syke ei jostakin syystä erotu lainkaan. Virheellisiä ylimääraisiä syketulkintoja ei silmämääräisellä menetelmällä tehty, sillä näytejaksoissa ei ollut kovin suuria liikeartefakteja. Tätä edesauttoi 10 s:n näytteiden valinta juuri mittauksen alusta, jolloin koehenkilöt jaksoivat seisoa suhteellisen hyvin paikoillaan ilman suuria kehon liikkeitä.

Algoritmisella sykkeentunnistuksella saavutettiin hyvin samansuuntaisia tuloksia kuin silmämääräisellä menetelmällä. Sykkeiden havaitsematta jääminen johtui pitkälti samoista syistä kuin edellä. Tosin koehenkilön 03 näytteessä kuvassa G3 selvästi erottuva ensimmäinen sykepulssi jäi algoritmisella menetelmällä tunnistamatta, sillä algoritmi teki virheellisen sykehavainnon heti näytteen alussa, ja todellinen sykepulssi ilmeni liian lähellä tätä virrehavaintoa. Kuten kappaleessa 5.2.2 on todettu, algoritmin tekemät virrehavainnot useimpien näytteiden alussa johtuvat signaalin historiatiedon puuttumisesta, jolloin pelkät sopivat signaalimuodot riittävät sykehavainnon laukaisemiseen. Silmämääräisistä havainnoista poiketen algoritmilla tehtiin myös virheellisiä positiivisia sykehavaintoja. Vertaamalla algoritmilla saatuja kuvaajia ja niitä vastaavia liitteen G BKG-käyriä voidaan virhetulkintojen olettaa johtuvan lähinnä koehenkilön liikkeiden aiheuttamista häiriöistä BKG-signaalissa. Esimerkiksi koehenkilön 02 näytteessä liikehäiriötä näkyy välillä 1,4–4,4 s, jossa myös algoritmin tekemä virheellinen sykehavainto on tapahtunut. Silmämääräinen sykkeentunnistus ei tällaisissa tilanteissa ole yhtä virhealtis, mutta myös siihen liittyy suuri tulkinnanvaraisuus.

Koehenkilöltä 07 mitattu BKG-signaali erosi selvästi muista mittauksista, sillä sykepulssit erottuivat signaalista poikkeuksellisen heikosti. Tämä anomalia havaittiin reaaliaikänäkymästä jo mittauksen aikana, joten mahdollisten laitteiston toimintaan liittyvien ongelmien poissulkemiseksi mittaus toistettiin heti ja vielä uudelleen noin viikon kuluttua ensimmäisestä mittaukserrasta. Signaalin ominaisuuksissa ei kuitenkaan toistoista huolimatta tapahtunut havaittavaa muutosta, joten huonosti erottuvien sykepulssien voidaan olettaa liittyvän pääasiassa kyseisen koehenkilön fysiologisiin ominaisuuksiin. Heikko sykesignaali saattaa ainakin osittain selittyä koehenkilön 07 huonolla fyysisellä kunnolla, joka kappaleen 2.1.5 mukaisesti on yhteydessä pieneen iskutilavuuteen ja siten heikosti näkyvään BKG-signaaliin. Liitteestä F nähdään, että koehenkilö 07 kuuluu heikoimpaan kuntoarvioluokkaan yhdessä koehenkilön 02 kanssa. Tarkemmassa vertailussa koehenkilön 07 kunto voitiin todeta vielä selvästi heikommaksi kuin koehenkilön 02. Lisäksi selvisi, että koehenkilöllä 07 on todettu alaraajan verenkiertoon vaikuttava sairaus, jota on hoidettu kirurgisesti. Huonon kunnan ohella myös sairaus on voinut aiheuttaa iskutilavuuden heikentymistä ainakin sairauteen mahdollisesti liittyvän työkuormituksen kasvun takia (ks. kappale 2.1.5).

Epätavallisesta BKG-signaalista johtuen sykkeentunnistus epäonnistui osittain koehenkilön 07 näytteestä. Kuvasta G7 nähdään sykepulssien erottuvan 10 s:n näytteestä luotettavasti vain näytteen loppupuolella. Lisäksi sykkeille tyypillisten signaalimuotojen puuttuessa sykkeentunnistusalgoritmi käyttäytyi epäennustettavasti tuottaen useita positiivisia virhesyketulkintoja näytteen ensimmäisten 6 s:n aikana. Näiden tulosten perusteella mittalaitteiston suorituskykyyn on syytä suhtautua varauksella poikkeuksellisen huonokuntoisia tai muusta syystä erityisen heikosta iskutilavuudesta kärsiviä henkilöitä mitattaessa.



Taulukossa 6.1 ilmoitettujen virheprosenttien itseisarvoista voidaan laskea keskiarvon kaavalla 5.3 keskimääräiset virheprosentit sykkeentunnistuksen onnistumiselle. Silmämääräisen sykkeentunnistuksen virheeksi saadaan näin 5,8 % ja algoritmisen 6,0 %. Eri tunnistusmenetelmien luotettavuudessa ei siten ollut merkittävää eroa. Jos koehenkilön 07 poikkeuksellisesta BKG-signaalista aiheutuvan anomalian suuri virhettä lisäävä vaikutus poistetaan, saadaan vastaaviksi virheprosentteiksi 2,8 % ja 4,8 %. Näin ollen laitteiston luotettavuus useimpien henkilöiden syketunnistuksessa on jo alkeellisia signaalinkäsittelymenetelmiä käytettäessä alle 95 %.

## 6.2 Fyysisen kunnon mittaaminen

Mittalaitteistolla havaitun sykevoimakkuuden ja koehenkilön kunnon välistä yhteyttä selvitettiin vertaamalla liitteen I taulukkoon I11 kirjattuja keskimääräisiä sykepulssien pp-amplitudeja liitteessä F ilmoitettuihin kuntoarvioihin KA. On tärkeä huomioida, että nämä kuntoarvioluvut on määritetty lähinnä koehenkilön oman arvion perusteella, joten ne on saatu suoritetuista mittauksista täysin riippumattomalla tavalla. Tarkastelun helpottamiseksi taulukossa 6.2 on esitetty uudelleen koehenkilöiden pp-amplitudien keskiarvot taulukosta I11 ja niiden rinnalla kuntoarviot sekä laajemman vertailun mahdollistamiseksi myös koehenkilöiden painoindeksit ja massat liitteestä F.

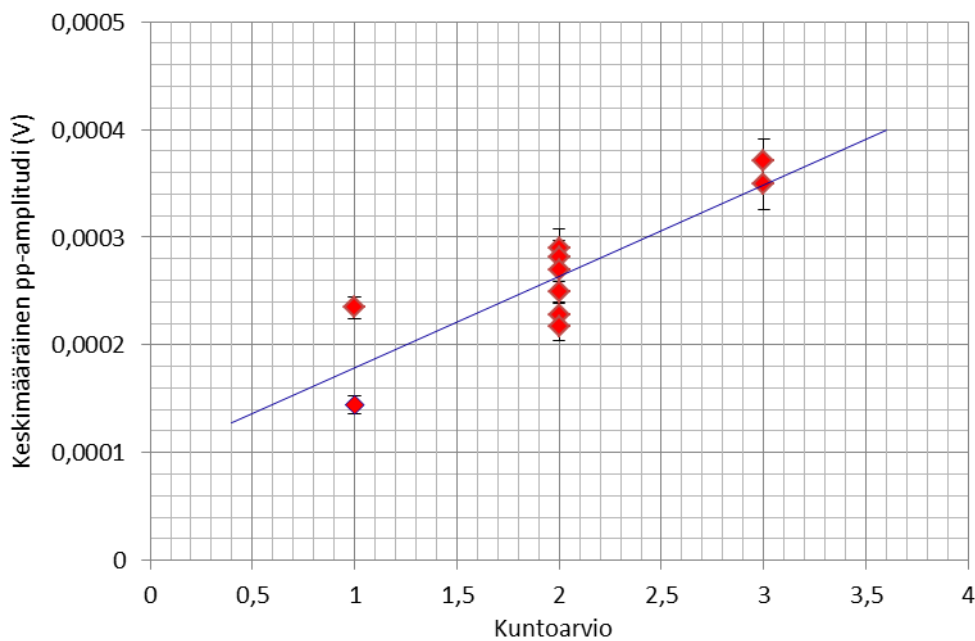
**Taulukko 6.2:** Keskimääräiset pp-amplitudit sekä kuntoarviot, painoindeksit ja massat.

Koehenkilön numero	Keskimääräinen pp-amplitudi $\bar{V}_{pp}$ (V)	Kuntoarvio KA	BMI	Massa $m$ (kg)
01	0,000269636	2	20,5	65
02	0,000234700	1	20,3	60
03	0,000348846	3	20,7	55
04	0,000228077	2	26,8	100
05	0,000290000	2	29,4	90
06	0,000370400	3	23,1	80
07	0,000144500	1	27,3	78
08	0,000249000	2	21,4	61
09	0,000217250	2	21,0	55
10	0,000281385	2	21,7	62

Parhaan kuntoarvion 3 saaneet hyväkuntoisiksi luokitellut koehenkilöt 03 ja 06 ovat molemmat aktiivisia aerobisen kuntoliikunnan harrastajia, joten pitkään jatkuneen toistuvan liikuntaharjoittelun aiheuttamaan kammiohypertrofiaan liittyvän kasvaneen iskutilavuuden (ks. kappale 2.1.5) voidaan olettaa näkyvän laitteistolla tehdyissä mittauksissa keskimääräistä suurempana sykevoimakkuutena. Taulukosta 6.2 nähdään, että koehenkilöiltä 03 ja 06 mitatut sykepulssien keskimääräiset pp-amplitudit ovat merkittävästi suurempia kuin muilla koehenkilöillä, mikä tukee vahvasti tätä oletusta. Vastaavasti huonokuntoisen ja edellisen kappaleen perusteella heikosta iskutilavuudesta kärsivän koehenkilön 07 sykevoimakkuus mitattiin selvästi muita heikommaksi.

Normaalikuntoisilta koehenkilöiltä mitatut pp-amplitudien keskiarvot jakautuvat melko tasaisesti tiettyjen näiden ääripäiden väliin jäävien rajojen sisällä. Työssä käytetty vain kolmiportaisella asteikolla tehty karkea fyysisen kunnon arviointi heikentää analyysin tehokkuutta, mutta koska arviointi perustuu osittain subjektiiviseen kuntokäsitykseen, ei

useampiportaista asteikkoa voitu käyttää. Suurin osa koehenkilöistä jouduttiin siis luokittelemaan normaalikuntoisten (kuntoarvio 2) ryhmään, eikä heitä ollut mahdollista käytettävissä olleilla menetelmillä asettaa tarkemmin keskinäiseen järjestykseen. Keskimääräisten pp-amplitudien ja kuntoarvioiden välistä yhteyttä on havainnollistettu graafisesti kuvan 6.1 pistediagrammilla. Kuvassa taulukon 6.2 havaintoparit virherajoineen on merkitty punaisilla pisteillä. Virherajoina on käytetty liitteen I taulukon II1 arvoja. Kuvaan on lisäksi piirretty sinisellä dataan sovitettu regressiosuora.



**Kuva 6.1:** Pistediagrammi keskimääräisistä pp-amplitudeista kuntoarvion suhteen.

Mittalaitteiston suorituskykyä käyttäjän fyysisen kunnon mittaamisessa arvioitiin tarkemmin numeerisesti tutkimalla tilastollista yhteyttä keskimääräisten pp-amplitudien ja kuntoarvioiden välillä. Taulukkoon 6.2 kootusta datasta laskettiin näille suureille lineaarista riippuvuutta kuvaava Pearsonin korrelaatiokerroin kaavalla

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}, \quad (6.2)$$

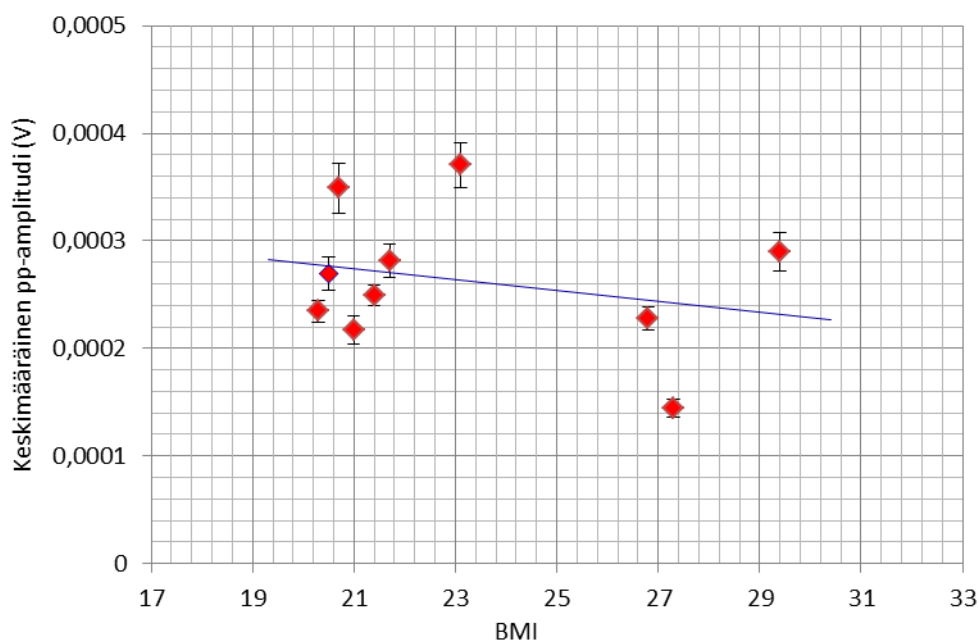
jossa  $x$  ja  $y$  ovat verrattavat muuttujat eli tässä yhteydessä koehenkilön kuntoarvio  $KA$  ja näytteen sykepulssien keskimääräinen pp-amplitudi  $\bar{V}_{pp}$ .  $\bar{x}$  ja  $\bar{y}$  ovat näiden keskiarvot vastaavasti. Korrelaatiokertoimen keskivirheelle saadaan laskettua likiarvo kaavalla

$$\Delta r = \frac{(1 - r^2)^2}{\sqrt{n - 1}}, \quad (6.3)$$

jossa  $n$  on muuttujien eli tässä tapauksessa käytettyjen koehenkilöiden lukumäärä. Kaavan 6.3 tulosta voidaan käyttää myös estimaattina korrelaatiokertoimen tilastollisille

virherajoille. Korrelaatiokertoimeksi saatiin  $r = 0,87 \pm 0,02$ , mikä viittaa voimakkaaseen korrelaatioon muuttujien välillä. [74] Tulos tukee edellä esitettyä oletusta hyvän fyysisen kunnon ja siihen liittyvän suuren iskutilavuuden näkymisestä voimakkaina sykepulsseina ballistokardiografisessa mittauksessa. Analyysin tehokkuutta heikentää melko epätasmainen ja karkeasti tehty kuntoarvio sekä kyvyttömyys luokitella erityisesti normaalikuntoisia koehenkilöitä tarkemmin erilaisiin kuntotasoihin. Tulos vastaa kuitenkin varsin hyvin esimerkiksi kappaleessa 2.2.5 mainitun tutkimuksen [4] tuloksia, joiden perusteella vaakatyyppisellä mittalaitteella rekisteröidyn BKG-signaalin voimakkuuden ja ultraäänellä mitatun iskutilavuuden välillä havaittiin voimakas korrelaatio. Myös toisessa mainitussa tutkimuksessa [43] todettua kuntourheilijoiden BKG-käyrän muotojen selkeämpää erottumista ja suurempaa amplitudia vastaava ilmiö voidaan selkeästi havaita tämän työn mittauksissa vertaamalla hyväkuntoisten koehenkilöiden 03 ja 06 BKG-signaalin näytteitä muiden koehenkilöiden näytteisiin liitteessä G.

Muiden mittalaitteistolla havaittuihin sykevoimakkuuksiin mahdollisesti vaikuttavien tekijöiden tunnistamiseksi sykepulssien keskimääräisiä pp-amplitudeja verrattiin myös koehenkilöiden painoindeksiin ja massoihin. Kuvan 6.2 pistediagrammissa on havainnollistettu kuvaa 6.1 vastaavalla tavalla taulukon 6.2 keskimääräisten pp-amplitudien ja painoindeksien muodostamat havaintoparit. Havaintoihin sovitettu regressiosuora on tässäkin kuvassa piirretty sinisellä. Vastaavasti korrelaatiokertoimeksi laskettiin kaavojen 6.2 ja 6.3 avulla  $r = -0,26 \pm 0,29$ , mikä tarkoittaa lähes merkityksetöntä korrelaatiota analysoitujen muuttujien välillä.

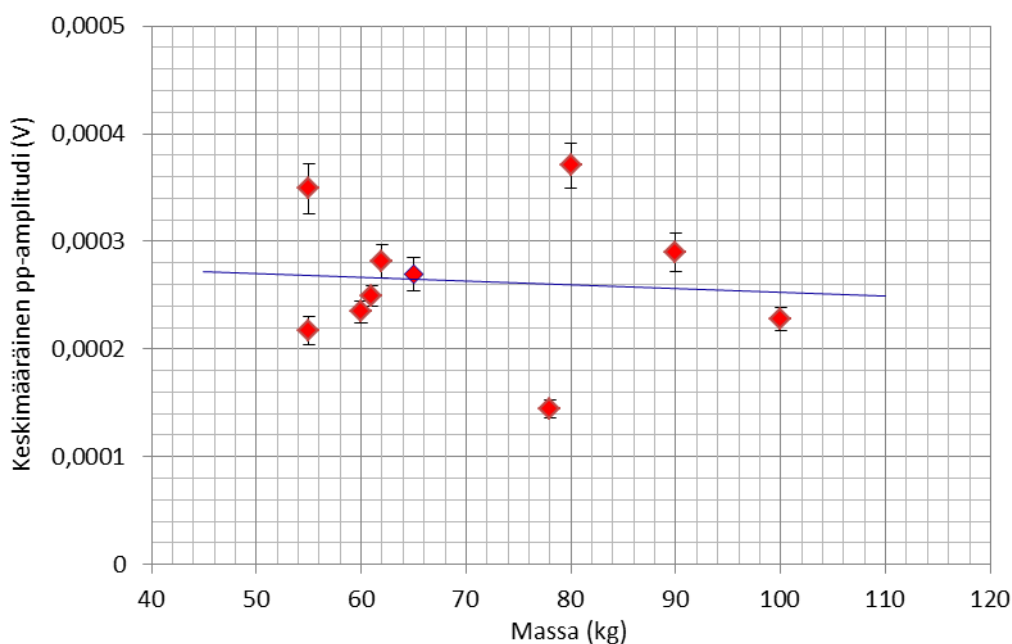


**Kuva 6.2:** Pistediagrammi keskimääräisistä pp-amplitudeista painoindeksin suhteen.

Kuvan 6.2 ja lasketun korrelaatiokertoimen perusteella nähdään, ettei laitteistolla havaitun sykevoimakkuuden ja koehenkilön painoindeksin välillä ole tilastollisesti merkittävää lineaarista riippuvuutta. Tulos vastasi hyvin ennakko-odotuksia, sillä painoindeksi kuvaa huonosti henkilön fyysistä kuntoa. Vaikka normaali painoindeksi

tietyissä rajoissa antaakin viitteitä suhteellisen normaalista kunnosta, voi esimerkiksi kunnan parantaminen fyysisen harjoittelun avulla johtaa myös painoindeksin kasvuun lihasmassa kasvun seurauksena. Suuri painoindeksi voi siis tarkoittaa sekä ylipainoa ja siihen liittyvää huonoa kuntoa että suurta lihasmassaa ja mahdollisesti hyvää kuntoa. Painoindeksin vaihtelu on myös suurta eri sukupuolten välillä. [15]

Edellisiä vastaavalla tavalla verrattiin myös sykepulssien keskimääräisten pp-amplitudien ja koehenkilön massan välistä riippuvuutta. Taulukon 6.2 datan havaintopareista muodostettiin kuvassa 6.3 esitetty pistediagrammi ja havaintoihin sovitettu regressiosuora. Kaavoilla 6.2 ja 6.3 laskettiin Pearsonin korrelaatiokertoimen arvoksi  $r = -0,08 \pm 0,33$  eli massan ja laitteistolla havaitun sykevoimakkuuden lineaarinen korrelaatio on merkityksetön.



**Kuva 6.3:** Pistediagrammi keskimääräisistä pp-amplitudeista koehenkilön massan suhteen.

Kuvasta 6.3 ja lasketusta korrelaatiokertoimesta nähdään, ettei sykevoimakkuuden ja koehenkilön massan välillä ei ole tilastollista riippuvuussuhdetta. Tulos on odotusten mukainen, sillä henkilön fyysinen kunto tai iskuilavuus eivät ole millään tavalla riippuvaisia henkilön massasta. Toisaalta tuloksen perusteella voidaan myös päätellä, ettei vaakalevyyn kohdistuvalla painolla ole selkeää vaikutusta mittalaitteiston havaitseman BKG-signaalin amplitudiin. Näin ollen eri koehenkilöiden erilaisten massojen vaikutuksesta vaa'assa mahdollisesti tapahtuva hetkellinen mekaanisten ominaisuuksien muutos ja tästä sykepulssien amplitudien määrittämiseen mahdollisesti aiheutuva systemaattinen virhe voitiin olettaa pieneksi.

### 6.3 Johtopäätökset ja kehitysmahdollisuudet

Analyysin tulokset osoittavat työssä kehitetyllä mittalaitteistolla päästävän yleensä yli 95 %:n tarkkuuteen käyttäjän sykkeen mittauksessa. Sykkeentunnistus voi kuitenkin toimia huonommin henkilöillä, joiden iskuilavuus on jostakin syystä erityisen alhainen.

Lisäksi käyttäjän kehon liikkeistä aiheutuvat häiriöt voivat heikentää mittaustarkkuutta. Analyysin tilastollinen pätevyys on työssä pienen otoksen takia osittain rajoittunut. Mahdollisissa jatkotutkimuksissa analyysin luotettavuutta voidaan parantaa käyttämällä suurempaa koehenkilöjoukkoa ja toisaalta tekemällä kullekin koehenkilölle useita toistettuja mittauksia. Tällöin myös mittauseroelmien, kuten koehenkilön 07 heikosti erottuvan BKG-signaalin kaltaisten tilanteiden, yleisyydestä voidaan saada laajempaa tietoa. Diplomityöhön käytettävissä olleen rajoitetun ajan huomioiden merkittävästi laajempien mittausten toteuttaminen ei kuitenkaan ollut tarkoituksenmukaista, sillä rajoitteista huolimatta saadut tulokset todistavat selvästi mittalaitteiston ja käytettyjen kiihtyvyysanturien suorituskäyvyn riittävän ballistokardiografiaa hyödyntävän sykemittauksen toteuttamiseen. Mittausten aikana reaaliaikanaäkymästä seuratus SCA100T-kiihtyvyysanturin signaali oli aaltomuodoltaan useimmiten lähes identtistä mittaauksissa tallennetun SCA103T-anturin signaalin kanssa, joten SCA100T-anturien voidaan perustellusti olettaa suoriutuvan pitkälti samalla tavalla kuin nyt analyysin kohteena olleen SCA103T-anturin.

Tulokset ovat lupaavia myös ballistokardiografiaan perustuvan kunnan määrityksen kannalta. Mittalaitteistolla havaitun sykevoimakkuuden ja henkilön kuntotason välillä on todettavissa selkeä korrelaatio, mikä indikoi kiihtyvyysanturien soveltuvan sydämen iskutilavuuden ja edelleen käyttäjän fyysisen kunnan arviointiin ja siten pelkkää sykemittauksista kehittyneempään ballistokardiografian hyödyntämiseen. Edellytyksenä on luotettava sykkeentunnistus ja todellisen BKG-signaalin erottaminen mitattavan signaalin häiriöistä, jotta sykevoimakkuus voidaan määrittää riittävän todenmukaisesti. Henkilöväältä seisoma-asennossa suoritettu BKG-mittaus on altis erityisesti mitattavan henkilön liikkeistä aiheutuville mekaanisille häiriöille, joten iskutilavuutta ja kuntoa luotettavasti ilmaisevan mittalaitteen suunnittelu vaatii tehokkaiden signaalinkäsittelyalgoritmien kehittämistä ja voimakasta häiriöiden suodatusta. Koska käyttäjä itse on mittauksen suurin virhelähde, on käyttäjän tahattomat liikkeet tärkeää pitää mahdollisimman pieninä. Erityisen helposti häiriöitä aiheuttaneiden pään ja niskan liikkeiden välttämiseksi voidaan esimerkiksi harkita niskatukien käyttöä mittauksen aikana. Mittaus ei myöskään saisi kestää yli 40 s, jotta tahattomat liikkeet eivät kehon väsymisen takia kasva liikaa.

Ennen kuin laitteistolla havaittavan sykevoimakkuuden pohjalta voidaan tehdä kvantitatiivisia päätelmiä iskutilavuudesta tai fyysisestä kunnosta, on näiden välistä yhteyttä selvitettävä diplomityössä suoritettua korrelaatioanalyysia täsmällisemmin. Suurempi otos vähentää tässäkin yhteydessä analyysin tilastollista epävarmuutta. Etenkin kuntoluokittelun ääripäiden hyvä- ja huonokuntoisten koehenkilöiden määrää olisi tärkeä lisätä. Lisäksi koehenkilöiden kunnan arviointiin tulisi löytää objektiivinen menetelmä, jolla koehenkilöt voidaan luokitella useampiportaisella asteikolla. Mahdollisissa jatkotutkimuksissa onkin syytä harkita koehenkilöiden kunnan määrittästä tarkoitukseen sopivan kuntotestin avulla.

Hyödyllistä lisätietoa saadaan vertaamalla havaittavaa sykevoimakkuutta kunnan lisäksi myös muihin iskutilavuuteen jollakin tavalla liittyviin suureisiin. Yksi tällainen on verenpaine, joka voidaan mitata koehenkilöiltä suhteellisen helposti muiden mittausten yhteydessä. Korkean verenpaineen tiedetään olevan yhteydessä pieneen iskutilavuuteen ainakin kasvaneen työkuormituksen takia [15]. Verenpaineen mittauksella olisi siten voitu arvioida tarkemmin työkuormituksen vaikutusta myös tämän työn mittauksissa

koehenkilöllä 07 todettuun heikkoon signaaliin. Kaikkein luotettavin analyysi saavutetaan, jos sykevoimakkuuteen verrattavaa iskuutilavuutta voidaan mitata jollakin suoralla menetelmällä, kuten ultraäänitutkimuksella tai impedanssikardiografialla. Suora iskuutilavuuden mittaus laajalta koehenkilöjoukolta BKG-tutkimuksen referenssiksi edellyttää kuitenkin kalliiden mittalaitteiden hankkimista ja lääketieteen asiantuntijoiden osallistumista mittausten suorittamiseen.

Otollinen jatkotutkimuksen kohde on myös kunnonkehitysseuranta, jossa fyysistä harjoittelua säännöllisesti noudattavilta koehenkilöiltä mitatun sykevoimakkuuden kehitystä seurataan useilla toistomittauksilla riittävän pitkän jakson aikana. Absoluuttisen iskuutilavuuden tarkkaa määrittystä BKG-mittauksen avulla on luultavasti vaikea kehittää kovin luotettavaksi, sillä kehon mekaaniset ominaisuudet ja vaimennuskertoimet vaihtelevat yksilöllisesti. Sen sijaan saman käyttäjän iskuutilavuuden suhteellisten muutosten tarkkailuun ja pitkäaikaiseen kunnon kehityksen seurantaan menetelmä soveltuu oletettavasti hyvin. Tällaiset ballistokardiografiaan pohjautuvat mittaukset, esimerkiksi terveysvaakoihin integroituina, voisivat olla monia urheilijoita ja kuntoliikuntaa harrastavia kiinnostava toiminnallisuus.

Riippumatta jatkokehityksen ja lisätutkimuksen tarpeesta tässä diplomityössä kokonaisuudessaan saavutetut tulokset osoittavat, että tavoitteiden mukainen BKG-mittausjärjestelmä on mahdollista toteuttaa VTI:n kiihtyvyyssantureiden avulla. Näin ollen voidaan työssä asetettuihin kysymyksiin vastaten todeta VTI:n kiihtyvyyssanturien kykenevän ballistokardiografisiin mittauksiin riittävällä tarkkuudella, jotta mittausten tuloksena voidaan saada sydämen terveyteen ja kuntoon liittyviä tietoja. Seisoma-asennossa mitattavasta henkilöstä aiheutuvien suurten mekaanisten häiriöiden takia ballistokardiogrammin muotojen tarkka määrittäminen on kuitenkin haastavaa, joten diagnostisen työn kannalta riittävän tarkkojen mittausten tekeminen voi tehokkaista signaalinkäsittelyalgoritmeista huolimatta vaatia edelleen mittausten toteuttamista makuu- tai istuma-asennossa.

## 7 Yhteenveto

Tässä diplomityössä toteutettiin mittalaitteisto, jonka tarkoituksena oli selvittää VTI:n kiihtyvyysantureiden kykyä mitata henkilövaan päällä seisovasta ihmisestä vaakaan kytkeytyvää ballistokardiografista signaalia. Työn aiheen motivaationa oli pitkällä tähtäimellä löytää uusia edullisia menetelmiä sydämen ja verenkiertoelimistön häiriöiden varhaiseksi havaitsemiseksi ja toisaalta kehittää kotikäyttöön soveltuvia pienikokoisia ja helppokäyttöisiä välineitä sydämen kunnon pitkäaikaiseen tarkkailuun ja kehityksen seurantaan. Lupaavana ratkaisuna tällaisiin tarpeisiin pidettiin kotikäyttöön hyvin sopivalla terveystaakalla tehtävää vaakaan integroituihin kiihtyvyysantureihin perustuvaa ballistokardiografista mittausta. Työn lyhyemmän tähtäimen tavoitteena olikin terveystaakojen toiminnallisuuksien laajentaminen kiihtyvyysanturien avulla esimerkiksi ballistokardiografiaan perustuvaan syketaajuuden mittaukseen ja iskutilavuuden määrittämiseen. Iskutilavuuden perusteella voidaan arvioida sydämen kuntoa ja toisaalta myös laajemmin henkilön fyysistä kuntoa. Tällainen toiminto voisi sydämen terveyden seurannan lisäksi auttaa liikuntaa harrastavia seuraamaan fyysisen harjoittelun tuloksia ja pitkäaikaista harjoitusvastetta.

Työssä kehitetty mittalaitteisto muodostui henkilövaasta, siihen kiinnitetyistä kiihtyvyysantureista sekä datankeräimenä käytetystä oskilloskoopista, jolla anturien data luettiin tietokoneelle. Mitattu signaali kaistanpäästösuodatettiin digitaalisesti BKG:n kannalta sopivalle alueelle korkeataajuuksien häiriöiden poistamiseksi. Laitteistolla voitiin havaita vaan päällä seisovan henkilön ballistokardiografista signaalia reaaliajassa ja tallentaa sitä tietokoneelle myöhempää käsittelyä varten. Ballistokardiografinen signaali on hyvin heikko ja ilmenee verrattain matalalla taajuuskaistalla, mikä asettaa varsin korkeat vaatimukset käytettäville kiihtyvyysantureille. Laitteistossa hyödynnettiin VTI:n valmistamia kapasitiivisia MEMS-kiihtyvyysantureita, joilla saavutetaan hyvä suorituskky jo yksinkertaisillakin mittausratkaisuilla. BKG-signaalin heikkouden takia signaalin kytkeytyminen kehosta vaan kautta kiihtyvyysantureihin haluttiin optimoida mahdollisimman hyväksi, joten mittalaitteiston pohjana käytetyn henkilövaan valintaan sekä kiihtyvyysantureiden ja vaan välisen kiinnitysmekanikan toteuttamiseen kiinnitettiin erityistä huomiota. Mittalaitteiston kehitysvaiheessa testattiin sekä tavallista jousivaakaa että digitaalista terveystaakkaa, joista jousivaaka valittiin lopullisen toteutuksen pohjaksi BKG-signaalin kytkeytymisen kannalta parempien mekaanisten ominaisuuksiensa takia.

Toteutetun mittalaitteiston ja työssä käytettyjen kiihtyvyysanturien suorituskyvyn testaamiseksi suoritettiin kontrolloitu mittausarja kymmenellä koehenkilöllä. Saadusta mittausdatasta analysoitiin ballistokardiografiaan perustuvan sykkeentunnistuksen luotettavuutta sekä selvitettiin laitteistolla havaitun sykevoimakkuuden ja koehenkilön fyysisen kunnon välistä yhteyttä. Analyysin tulokset vahvistivat laitteiston kykenevän hyvin syketaajuuden mittaamiseen, ja myös mahdollisuuksista iskutilavuuden ja kunnon mittaamisessa saatiin vahvoja todisteita. Näin ollen diplomityössä voitiin osoittaa VTI:n kiihtyvyysanturien soveltuvan ballistokardiografiin mittauksiin riittävällä tarkkuudella sydämen toimintaan ja kuntoon liittyvien tietojen saamiseksi. Kiihtyvyysantureita BKG-mittauksessa hyödyntävän kaupallisen vaakatuotteen suunnittelu vaatii silti vielä paljon jatkokehitystyötä, mutta tämän diplomityön perusteella tulevaisuudennäkymiä voidaan pitää lupaavina.

## Lähteet

- [1] Euroopan komissio. *Terveys-EU: Sydän- ja verisuonitaudit*. Verkkodokumentti. Viitattu 19.3.2012. Saatavissa: [http://ec.europa.eu/health-eu/health\\_problems/cardiovascular\\_diseases/index\\_fi.htm](http://ec.europa.eu/health-eu/health_problems/cardiovascular_diseases/index_fi.htm).
- [2] Euroopan unionin neuvoston asiakirja 7062/04. *Council Conclusions on Promoting Heart Health*. The Council of the European Union, Bryssel, 2004. Viitattu 19.3.2012. Saatavissa: <http://register.consilium.eu.int/pdf/en/04/st07/st07062.en04.pdf>.
- [3] Pollock, P. *Ballistocardiography: A Clinical Review*. Canadian Medical Association Journal, 1957, toukokuu, vol. 76, nro 9, s. 778–783.
- [4] Inan, O. T., Etemadi, M., Paloma, A., Giovangrandi, L., Kovacs, G. T. A. *Non-invasive cardiac output trending during exercise recovery on a bathroom-scale-based ballistocardiograph*. Physiological Measurement, 2009, helmikuu, vol. 30, nro 3, s. 261–274. DOI: 10.1088/0967-3334/30/3/003.
- [5] Rappaport, M. B., Sprague, H. B., Thompson, W. B. *Ballistocardiography: I. Physical Considerations*. Circulation, 1953, helmikuu, vol. 7, nro 2, s. 229–246. DOI: 10.1161/01.CIR.7.2.229.
- [6] Inan, O. T., Etemadi, M., Wiard, R. M., Giovangrandi, L., Kovacs, G. T. A. *Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring*. Physiological Measurement, 2009, helmikuu, vol. 30, nro 2, s. 169–185. DOI: 10.1088/0967-3334/30/2/005.
- [7] Inan, O. T., Etemadi, M., Wiard, R. M., Kovacs, G. T. A., Giovangrandi, L. *Novel Methods for Estimating the Ballistocardiogram Signal Using a Simultaneously Acquired Electrocardiogram*. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, Minneapolis, 2009, syyskuu, s. 5344–5347. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5333709.
- [8] Brown, H., Rinzler, S. H., Benton, J. G. *Correlation of Ballistocardiogram with Work Performance and Energy Cost for Guidance in Rehabilitation of Cardiac Patients*. Circulation, 1953, toukokuu, vol. 7, nro 5, s. 740–746. DOI: 10.1161/01.CIR.7.5.740.
- [9] VTI Technologies Oy. *MEMS-teknologia*. Verkkodokumentti. Viitattu 9.3.2012. Saatavissa: <http://www.vti.fi/fi/vti/mems-teknologia>.
- [10] VTI Technologies Oy. *Products*. Verkkodokumentti. Viitattu 9.3.2012. Saatavissa: <http://www.vti.fi/en/products>.
- [11] Seca. *Products*. Verkkodokumentti. Viitattu 27.3.2012. Saatavissa: <http://www.seca.com/english/uk/home/products/>.



- [12] EKS. *Scale Products*. Verkkodokumentti. Viitattu 27.3.2012. Saatavissa: <http://www.eks-int.com/eng/p2.asp/>.
- [13] Lankinen, K. *Ballistokardiografinen mittausjärjestelmä vuodemonitorointiin*. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta, Espoo, 2009.
- [14] Hiltunen, E., Holmberg, P., Jyväsjärvi, E., Kaikkonen, M., Lindblom-Yläne, S., Nienstedt, W., Wähälä, K. *Galenos: Ihmiselimistö kohtaa ympäristön*. WSOY, 8. painos, Helsinki, 2007. ISBN: 978-951-0-33084-5.
- [15] Tortora, G. J., Derrickson, B. H. *Principles of Anatomy and Physiology*. 11th edition, John Wiley & Sons, Inc, New York, 2006. ISBN: 978-0-471-68934-3.
- [16] Malmivuo, J., Plonsey, R. *Bioelectromagnetism: Principles and Application of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, New York, 1995. ISBN: 0-19-505823-2.
- [17] Leinonen, H. *Sydämen toiminta pumppuna*. Lääketieteellinen Aikakauskirja Duodecim, 1998, vol. 51, nro 114, s. 1491. DOI: duo80326 (98151491).
- [18] Gordon, J. W. *Certain Molar Movements of the Human Body produced by the Circulation of the Blood*. Journal of Anatomy and Physiology, 1877, huhtikuu, vol. 11, s. 533–536.
- [19] Starr, I., Rawson, A. J., Schroeder, H. A., Joseph, N. R. *Studies on the estimation of cardiac output in man, and of abnormalities in cardiac function, from the heart's recoil and the blood's impacts; the ballistocardiogram*. American Journal of Physiology, 1939, elokuu, vol. 127, nro 1, s. 1–28.
- [20] Junnila, S., Akhbardeh, A., Värri, A. *An Electromechanical Film Sensor Based Wireless Ballistocardiographic Chair: Implementation and Performance*. Journal of Signal Processing Systems, 2009, joulukuu, vol. 57, nro 3, s. 305–320. DOI: 10.1007/s11265-008-0307-2.
- [21] Freedman, R. A., Young, H. D. *University Physics*. 11th edition, Addison Wesley, San Francisco, 2004, ISBN 0-8053-8684-X.
- [22] Noordergraaf, A. *Further Studies on a Theory of the Ballistocardiogram*. Circulation, 1961, maaliskuu, vol. 23, nro 3, s. 413–425. DOI: 10.1161/01.CIR.23.3.413.
- [23] Burger, H. C., Noordergraaf, A., Verhagen, A. M. W. *Physical basis of the low-frequency ballistocardiograph*. American Heart Journal, 1953, heinäkuu, vol. 46, nro 1, s. 71–83. DOI: 10.1016/0002-8703(53)90241-5.
- [24] Burger, H. C., Noordergraaf, A. *Physical basis of ballistocardiography. II: The quantities that can be measured with different types of ballistocardiographs and their mutual relations*. American Heart Journal, 1956, tammikuu, vol. 51, nro 1, s. 127–139. DOI: 10.1016/0002-8703(56)90181-8.

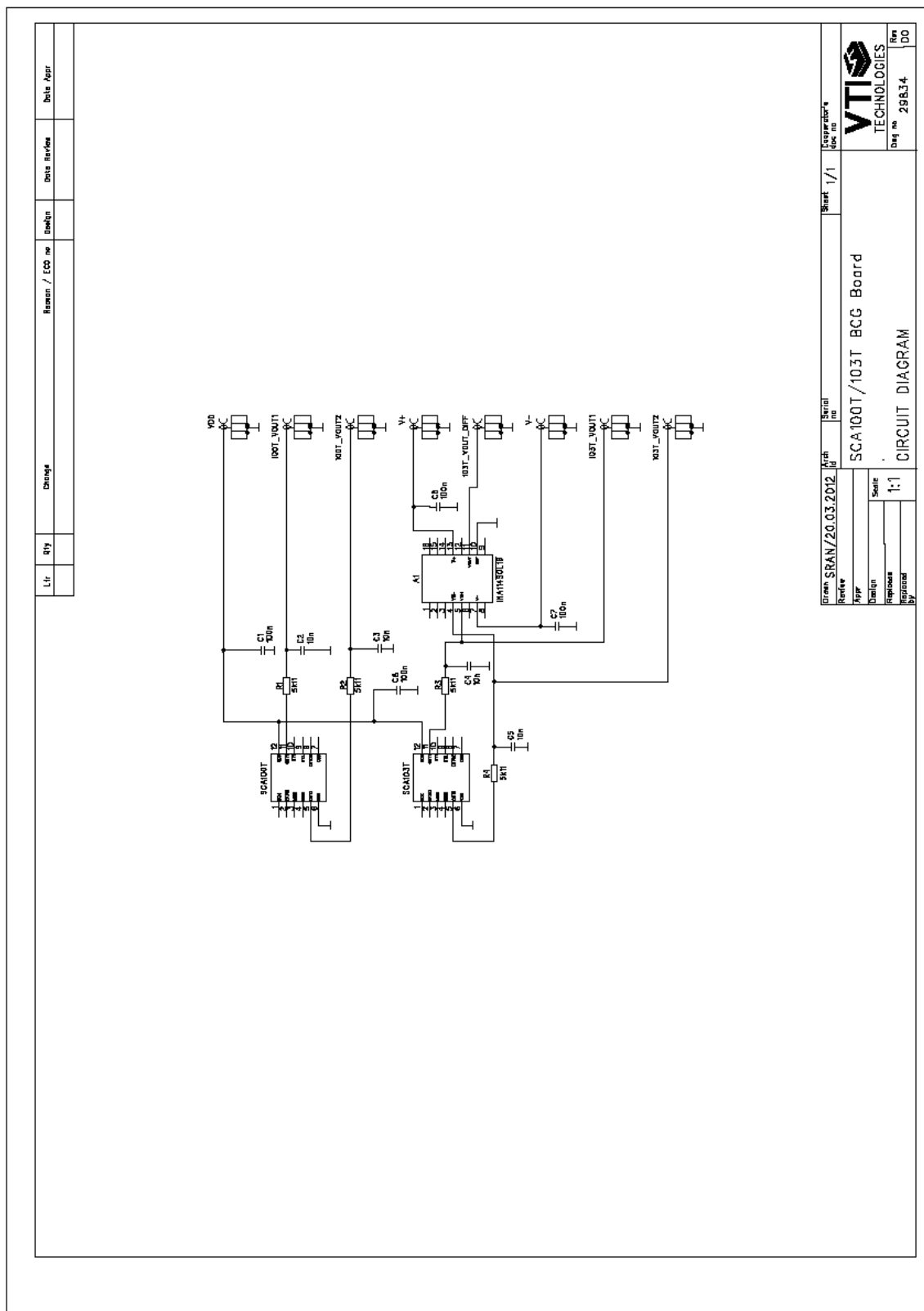
- [25] Burger, H. C., Noordergraaf, A. *Physical basis of ballistocardiography. III.* American Heart Journal, 1956, helmikuu, vol. 51, nro 2, s. 179–185. DOI: 10.1016/0002-8703(56)90079-5.
- [26] Gubner, R. S., Rodstein, M., Ungerleider, H. E. *Ballistocardiography: An Appraisal of Technic, Physiologic Principles, and Clinical Value.* Circulation, 1953, helmikuu, vol. 7, nro 2, s. 268–286. DOI: 10.1161/01.CIR.7.2.268.
- [27] Soames, R. W., Atha, J. *Three-dimensional ballistocardiographic responses to changes of posture.* Clinical Physics and Physiological Measurement, 1982, elokuu, vol. 3, nro 3, s. 169–177. DOI: 10.1088/0143-0815/3/3/001.
- [28] Burger, H. C., Noordergraaf, A., Korsten, J. J. M., Ullersma, P. *Physical basis of ballistocardiography. IV: The relative movement of subject and ballistocardiograph.* American Heart Journal, 1956, marraskuu, vol. 52, nro 5, s. 653–673. DOI: 10.1016/0002-8703(56)90021-7.
- [29] Burger, H. C., Noordergraaf, A., Kamps, H. J. L. *Physical basis of ballistocardiography. V: The distortion of the ballistocardiogram caused by the movement of the heart inside the body.* American Heart Journal, 1957, kesäkuu, vol. 53, nro 6, s. 907–921. DOI: 10.1016/0002-8703(57)90327-7.
- [30] Toivanen, T. *Ballistokardiografisen Mittaustuolin Anturivahvistimen Kehitys ja Toteutus.* Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, Sähkö- ja tietoliikennetekniikan osasto, Espoo, 2009.
- [31] Thompson, W. B., Rappaport, M. B., Sprague, H. B. *Ballistocardiography: II. The Normal Ballistocardiogram.* Circulation, 1953, maaliskuu, vol. 7, nro 3, s. 321–328. DOI: 10.1161/01.CIR.7.3.321.
- [32] Scarborough, W. R., Talbot, S. A. *Proposals for Ballistocardiographic Nomenclature and Conventions: Revised and Extended.* Circulation, 1956, syyskuu, vol. 14, nro 3, s. 435–450. DOI: 10.1161/01.CIR.14.3.435.
- [33] Brown, H. R., Hoffman, M. J., De Lalla, V. *Ballistocardiographic Findings in Patients with Symptoms of Angina Pectoris.* Circulation, 1950, tammikuu, vol. 1, nro 1, s. 132–140. DOI: 10.1161/01.CIR.1.1.132.
- [34] Noordergraaf, A., Horeman, H. W., Ten Holt, S. P., van Dongen, R. *Numerical Evaluation of Volume Pulsations in Man IV. The Calculation of the Human Ballistocardiogram.* Physics in Medicine and Biology, 1959, huhtikuu, vol. 3, nro 4, s. 349–360. DOI: 10.1088/0031-9155/3/4/304.
- [35] Tannenbaum, O., Schack, J. A., Vesell, H. *Relationship between Ballistocardiographic Forces and Certain Events in the Cardiac Cycle.* Circulation, 1952, lokakuu, vol. 6, nro 4, s. 586–592. DOI: 10.1161/01.CIR.6.4.586.

- [36] Scarborough, W. R., Baker, B. M. *Editorial: Ballistocardiography—Appraisal of Current Status*. *Circulation*, 1957, joulukuu, vol. 16, nro 6, s. 971–975. DOI: 10.1161/01.CIR.16.6.971.
- [37] Moser, M., Pordy, L., Chesky, K., Taymor, R. C., Master, A. M. *The Ballistocardiogram in Myocardial Infarction: A Study of One Hundred Cases*. *Circulation*, 1952, syyskuu, vol. 6, nro 3, s. 402–407. DOI: 10.1161/01.CIR.6.3.402.
- [38] Wade, E. G., Fulton, R. M., MacKinnon, J. *The Ballistocardiogram in the Diagnosis of Coronary Arterial Disease*. *British Heart Journal*, 1956, tammikuu, vol. 18, nro 1, s. 65–77. DOI: 10.1136/hrt.18.1.65.
- [39] Starr, I., Wood, F. C. *Twenty-Year Studies with the Ballistocardiograph: The Relation between the Amplitude of the First Record of "Healthy" Adults and Eventual Mortality and Morbidity from Heart Disease*. *Circulation*, 1961, toukokuu, vol. 23, nro 5, s. 714–732. DOI: 10.1161/01.CIR.23.5.714.
- [40] Starr, I., Hildreth, E. A. *The Effect of Aging and of the Development of Disease on the Ballistocardiogram: A Study of Eighty Subjects, Originally Healthy, Followed from Ten to Fourteen Years*. *Circulation*, 1952, huhtikuu, vol. 5, nro 4, s. 481–495. DOI: 10.1161/01.CIR.5.4.481.
- [41] Pagnacco, G., Oggero, E., O'Reilly, P. F., Warnecke, M. J., Berme, N. *Design and testing of a 6-component ballistocardiographic bed*. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 1999, vol. 35, s. 57–62.
- [42] Tavakolian, K., Vaseghi, A., Kaminska, B. *Improvement of ballistocardiogram processing by inclusion of respiration information*. *Physiological Measurement*, 2008, heinäkuu, vol. 29, nro 7, s. 771–781. DOI: 10.1088/0967-3334/29/7/006.
- [43] Jokl, E. *Ballistocardiographic studies on athletes*. *American Journal of Cardiology*, 1959, heinäkuu, vol. 4, nro 1, s. 105–117. DOI: 10.1016/0002-9149(59)90200-0.
- [44] Holloszy, J. O., Skinner, J. S., Barry, A. J., Cureton, T. K. *Ballistocardiographic studies on athletes*. *American Journal of Cardiology*, 1964, joulukuu, vol. 14, nro 6, s. 761–770. DOI: 10.1016/0002-9149(64)90005-0.
- [45] Rusanen, L. *Ballistokardiografian soveltuvuus kestävyyskunnan arviointiin*. Biomekaniikan pro gradu -tutkielma, Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, Vuotech, Espoo, 2009.
- [46] Angenheister, G., Lau, E. *Seismographische Aufnahmen der Herztätigkeit*. *Die Naturwissenschaften*, 1928, kesäkuu, vol. 16, nro 25, s. 513–515. DOI: 10.1007/BF01506738.
- [47] Alametsä, J., Viik, J., Alakare, J., Värri, A., Palomäki, A. *Ballistocardiography in sitting and horizontal positions*. *Physiological Measurement*, 2008, elokuu, vol. 29, nro 9, s. 1071–1087. DOI: 1088/0967-3334/29/9/006.

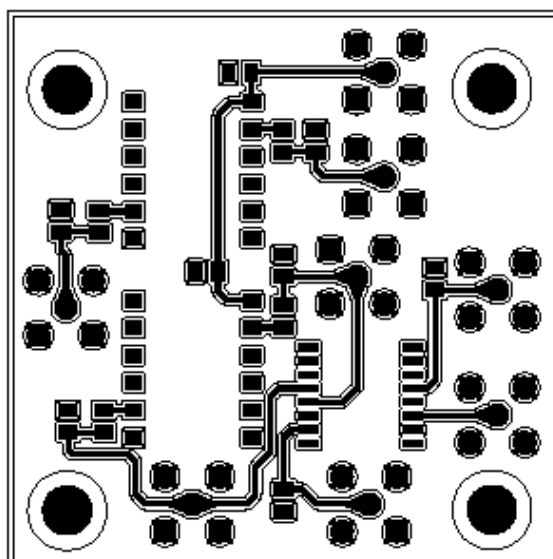
- [48] Ritola, J. *Ballistokardiografisen sykkeen mittaavan henkilövaan suunnittelu ja toteutus*. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, Teknillisen fysiikan ja matematiikan osasto, Espoo, 1997.
- [49] González-Landaeta, R., Casas, O., Pallàs-Areny, R. *Heart Rate Detection from an Electronic Weighing Scale*. *Physiological Measurement*, 2008, elokuu, vol. 29, nro 8, s. 979–988. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353791.
- [50] Elliott, R. V., Packard, R. G., Kyrazis, D. T. *Acceleration Ballistocardiography: Design, Construction, and Application of a New Instrument*. *Circulation*, 1954, helmikuu, vol. 9, nro 2, s. 281–291. DOI: 10.1161/01.CIR.9.2.281.
- [51] Ikonen, E., Lehto, A., Wallin, P., Äijälä, A. *Anturitekniikan perusteita*. Picaset Oy, Helsinki, 2000, ISBN: 951-22-3216-2.
- [52] Blomqvist, A. *MEMS Perehdytys*. Esitysmateriaali, VTI Technologies Oy, Vantaa, 2011.
- [53] Senturia, S. D. *Microsystem Design*. Kluwer Academic Publishers, Boston, 2001, ISBN 0-7923-7246-8.
- [54] Hietanen, A. *Kaksiakselisen kiihtyvyysanturin kalibrointi- ja testausjärjestelmä*. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, Elektroniikan, tietoliikenteen ja automaation tiedekunta, Espoo, 2008.
- [55] MEMSIC. *Accelerometers*. Verkkodokumentti. Viitattu 19.3.2012. Saatavissa: <http://www.memsic.com/products/sensor-components/accelerometers.html>.
- [56] Piezocryst. *Piezoelectric Sensors*. Verkkodokumentti. Viitattu 19.3.2012. Saatavissa: [http://www.piezocryst.com/piezoelectric\\_sensors.php](http://www.piezocryst.com/piezoelectric_sensors.php).
- [57] Baxter, L. K. *Capacitive Sensors: Design and Applications*. IEEE Press, New York, 1997, ISBN 0-7803-5351-X.
- [58] Seippel, R. G. *Transducers, Sensors, and Detectors*. Reston Pub. Co, Reston, 1983, ISBN 0-8359-7797-8.
- [59] Huitu, J. *Kiihtyvyysanturin kalibrointijärjestelmä*. Diplomityö, Teknillinen korkeakoulu, Sähkö- ja tietoliikennetekniikan osasto, Espoo, 2005.
- [60] VTI Technologies Oy. *Accelerometer as inclinometer*. Esitysmateriaali, Vantaa, 2010.
- [61] Kuisma, H. *Mikä on anturi*. Esitysmateriaali, VTI Technologies Oy, Vantaa, 2011.
- [62] VTI Technologies Oy. *The SCA103T Differential Inclinometer Series*. Datalehti. Viitattu 28.3.2012. Saatavissa: [http://www.vti.fi/sites/default/files/documents/sca103t\\_inclinometer\\_datasheet\\_\\_8261700a.pdf](http://www.vti.fi/sites/default/files/documents/sca103t_inclinometer_datasheet__8261700a.pdf).

- [63] VTI Technologies Oy. *The SCA121T Dual Axis Inclinometer Modules*. Datalehti. Viitattu 10.3.2012. Saatavissa: [http://www.vti.fi/sites/default/files/documents/sca121t\\_inclinometer\\_datasheet\\_82127400a.pdf](http://www.vti.fi/sites/default/files/documents/sca121t_inclinometer_datasheet_82127400a.pdf).
- [64] Murata Electronics Oy. *Applications*. Verkkodokumentti. Viitattu 4.9.2012. Saatavissa: <http://www.murataMEMS.fi/en/applications>.
- [65] VTI Technologies Oy. *The SCA100T Dual Axis Inclinometer Series*. Datalehti. Viitattu 24.4.2012. Saatavissa: [http://www.vti.fi/sites/default/files/documents/sca100t\\_inclinometer\\_datasheet\\_8261800a.pdf](http://www.vti.fi/sites/default/files/documents/sca100t_inclinometer_datasheet_8261800a.pdf).
- [66] Soehnle. *Personal Scales*. Verkkodokumentti. Viitattu 28.6.2012. Saatavissa: <http://www.soehnle.de/en/products/personal-scales.html>.
- [67] Brain, M. *Inside a Bathroom Scale*. Verkkodokumentti. Viitattu 27.6.2012. Saatavissa: <http://home.howstuffworks.com/inside-scale.htm>.
- [68] Smith, S. *How Does an Electronic Bathroom Scale Work?*. Verkkodokumentti. Viitattu 28.6.2012. Saatavissa: <http://www.quicksupply.net/t-how-to-scale.aspx>.
- [69] QuickSupply. *How Does A Digital Scale Work?*. Verkkodokumentti. Viitattu 27.6.2012. Saatavissa: <http://www.quicksupply.net/t-how-to-scale.aspx>.
- [70] Goff, C. *Body Fat Scales: Do They Really Work?*. Verkkodokumentti. Viitattu 29.6.2012. Saatavissa: <http://www.fitday.com/fitness-articles/fitness/body-fat-scales-do-they-really-work.html>.
- [71] 3M. *Scotch-Weld EPX Epoxy Adhesive DP410*. Datalehti. Viitattu 17.7.2012. Saatavissa: <http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?66666UuZjcFSLXTtoXfc5XF6EVuQEcuZgVs6EVs6E666666-->.
- [72] Vernier Software & Technology. *Hand-Grip Heart Rate Monitor*. Datalehti. Viitattu 6.3.2012. Saatavissa: <http://www2.vernier.com/booklets/hgh.pdf>.
- [73] Fallström, K., Haapalinna, A., Häkkinen, E., Kärhä, P. *Häiriökysymykset: Häiriöt mittauksissa*. Teknillinen korkeakoulu, Mittaustekniikan laboratorio, Espoo, 1999.
- [74] Mellin, I. *Todennäköisyyslaskenta ja tilastotiede: Kaavat*. Teknillinen korkeakoulu, Espoo, 2010.

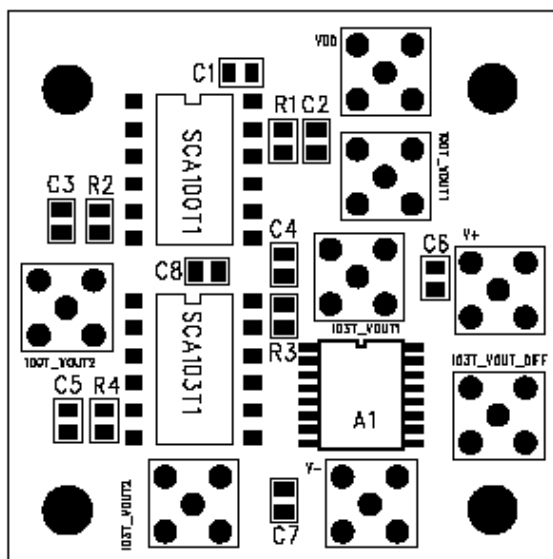
## Liite A: Mittapiirin piirikaavio



## Liite B: Piirilevyn kuparivedot

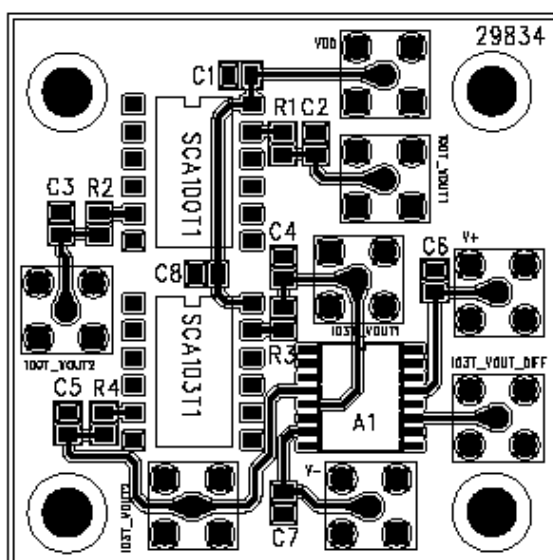


## Liite C: Piirilevyn komponenttien sijoittelu

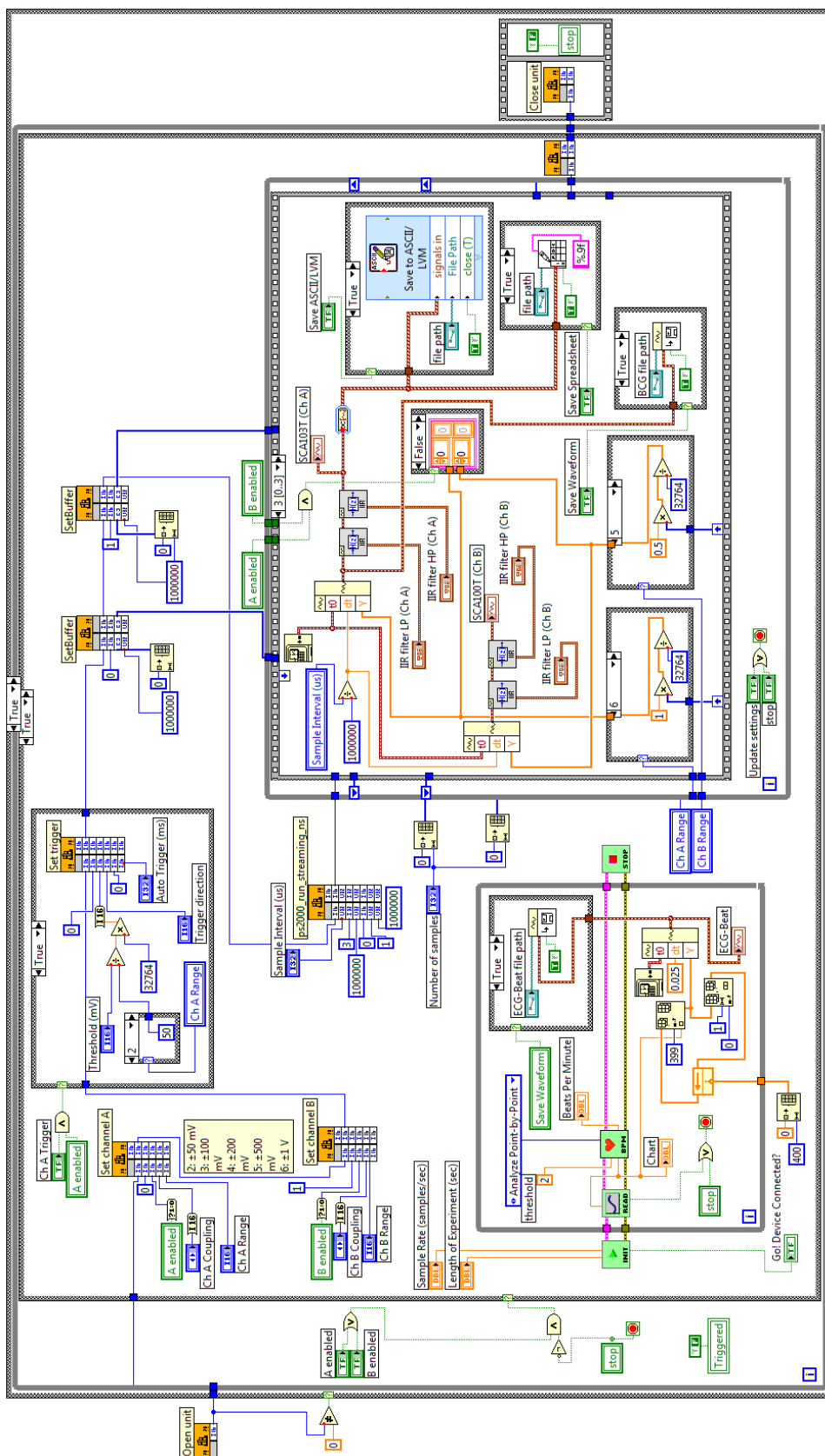




## Liite D: Piirilevypohjan komposiittikaavio



## Liite E: Käyttöliittymän LabVIEW-lähdekoodi

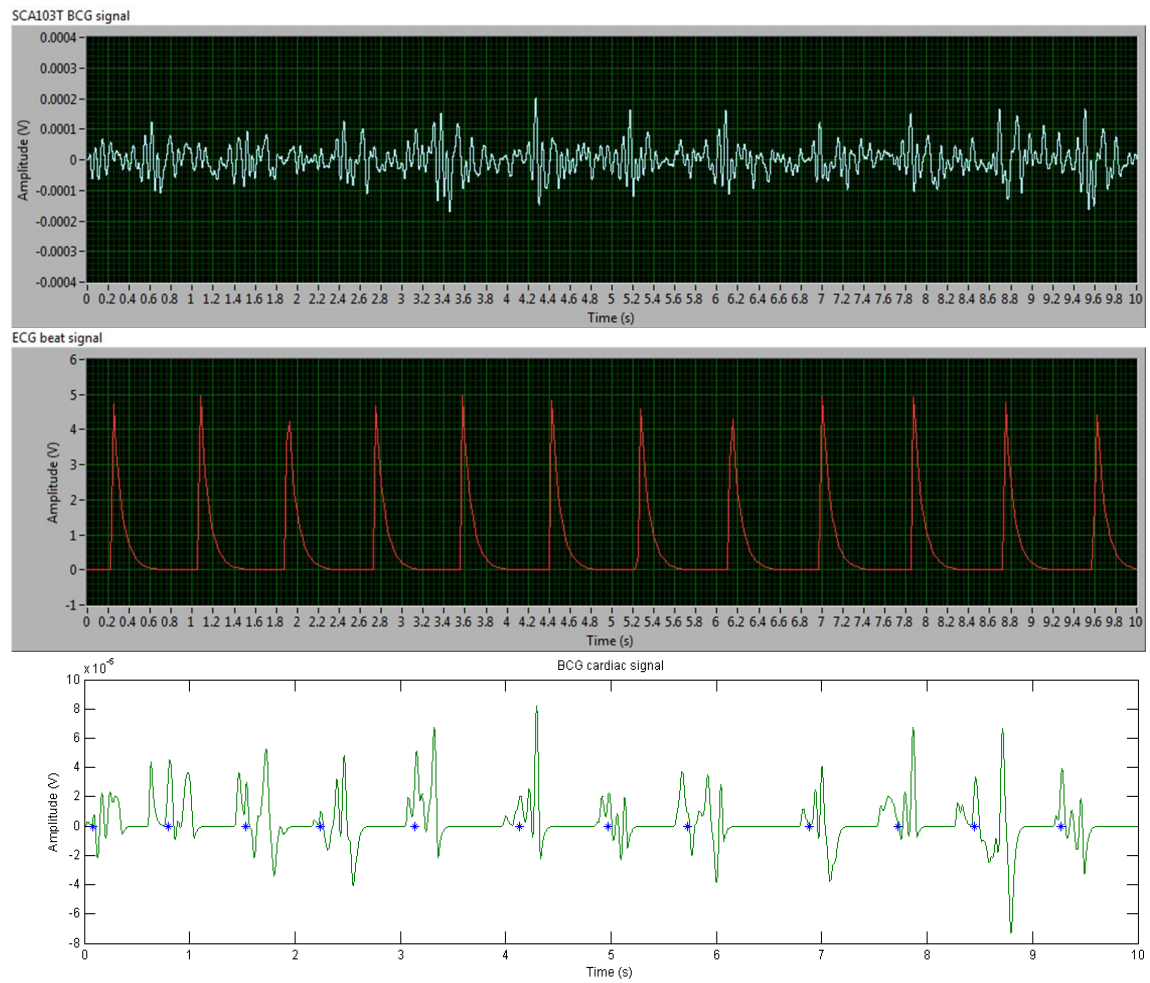


## Liite F: Koehenkilöiden tiedot

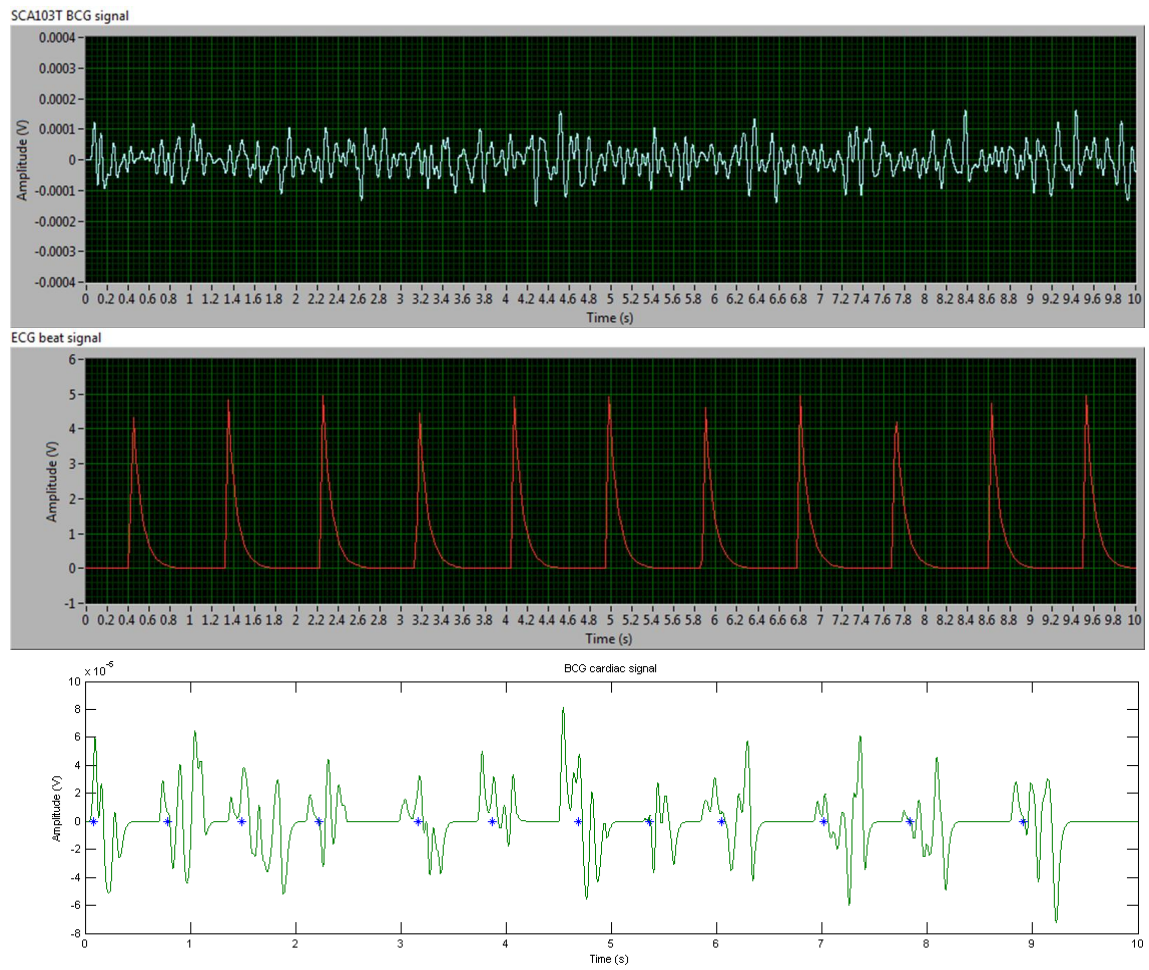
**Taulukko F1:** Testeihin osallistuneiden koehenkilöiden tiedot.

Koehenkilön numero	Sukupuoli	Ikä (v)	Massa $m$ (kg)	Pituus $h$ (cm)	Kunto-arvio $KA$	BMI
01	mies	27	65	178	2	20,5
02	nainen	40	60	172	1	20,3
03	nainen	16	55	163	3	20,7
04	mies	38	100	193	2	26,8
05	mies	41	90	175	2	29,4
06	mies	49	80	186	3	23,1
07	mies	48	78	169	1	27,3
08	nainen	27	61	169	2	21,4
09	nainen	31	55	162	2	21,0
10	nainen	38	62	169	2	21,7

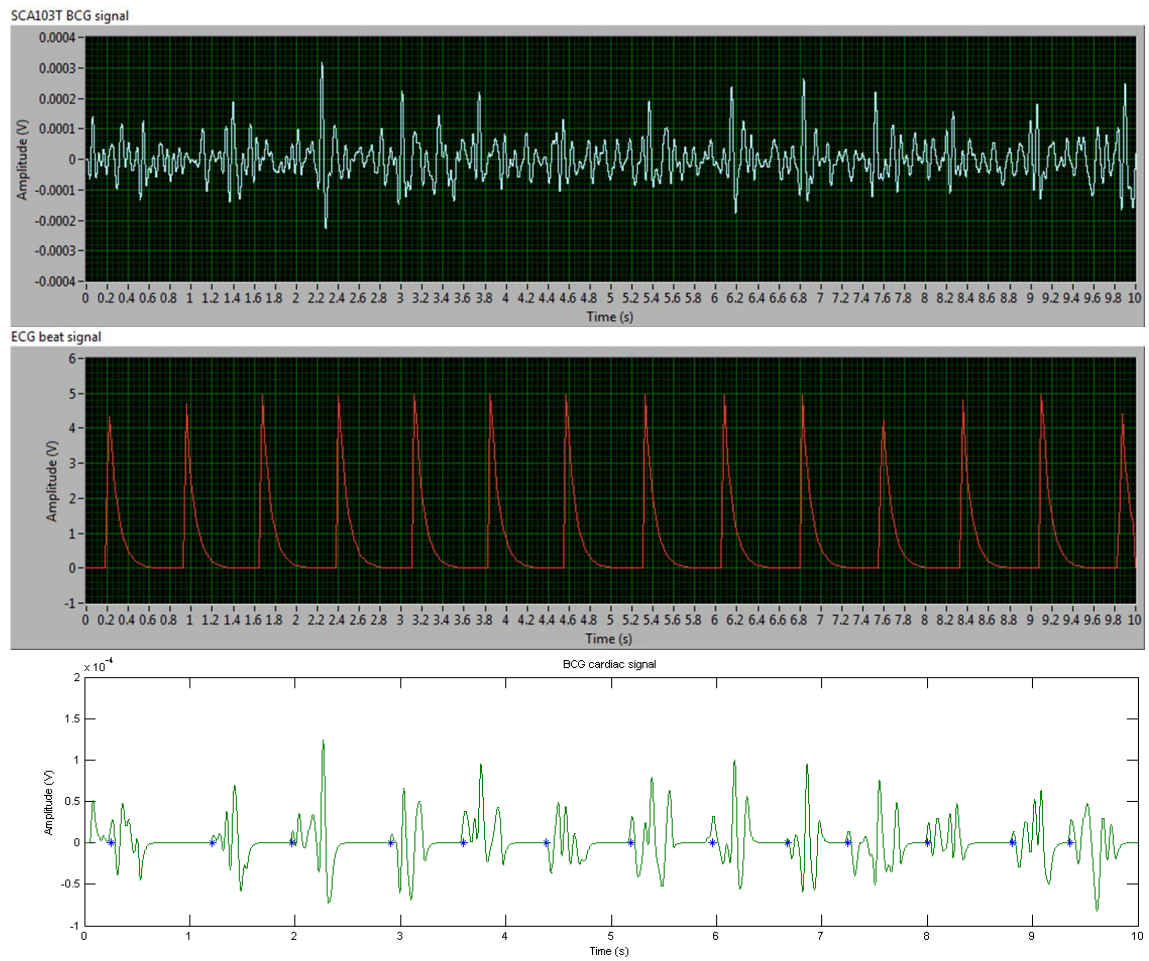
## Liite G: Koehenkilöiden mittausdatan kuvaajat



**Kuva G1:** Koehenkilö 01.

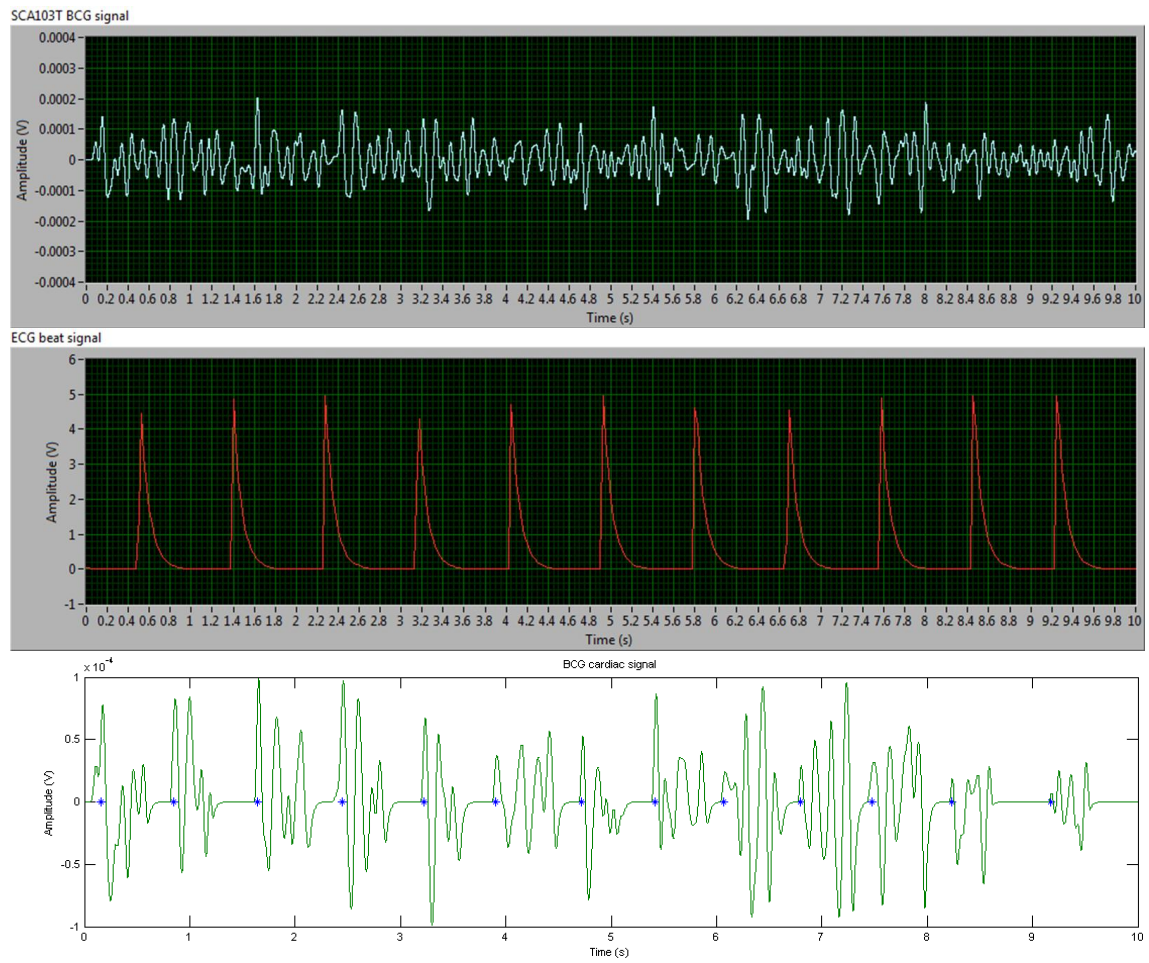


**Kuva G2:** Koehenkilö 02.

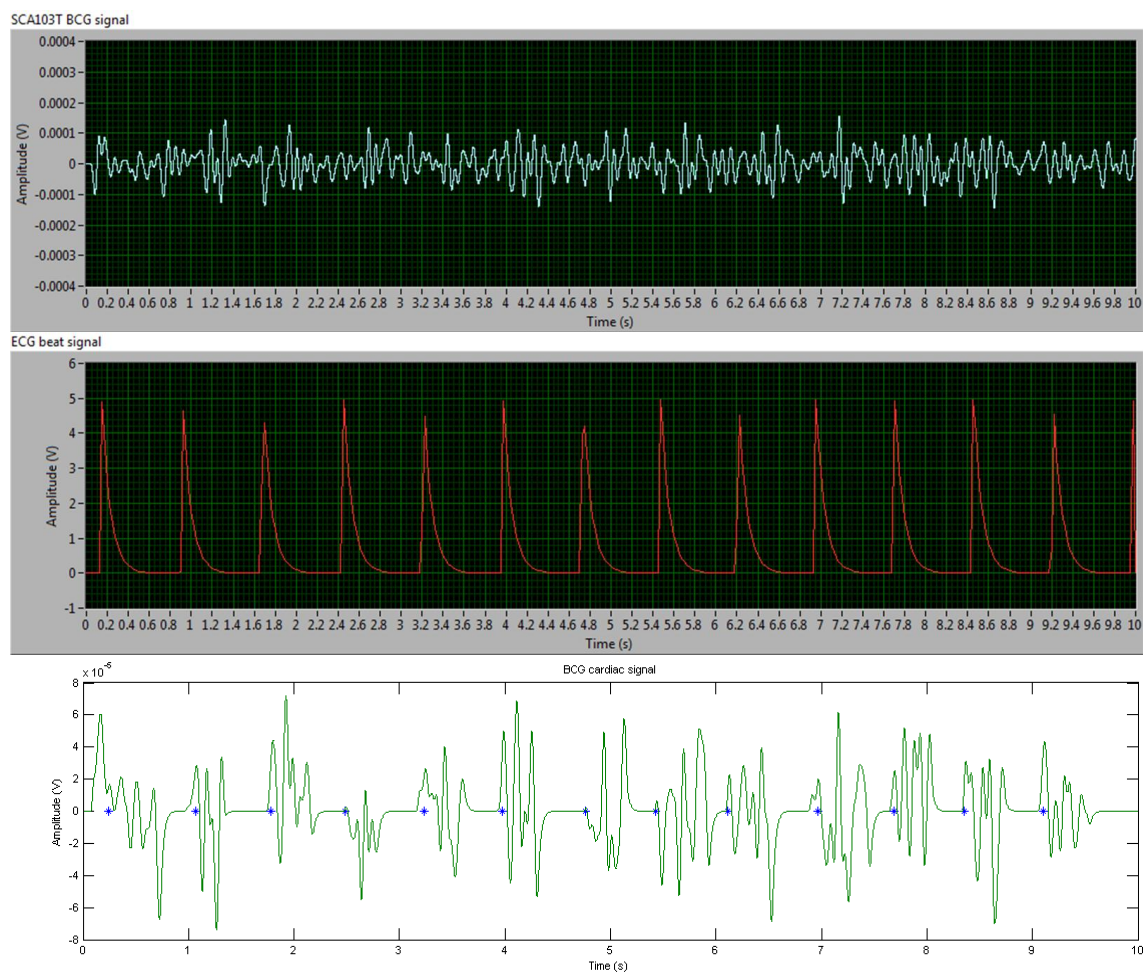


**Kuva G3:** Koehenkilö 03.



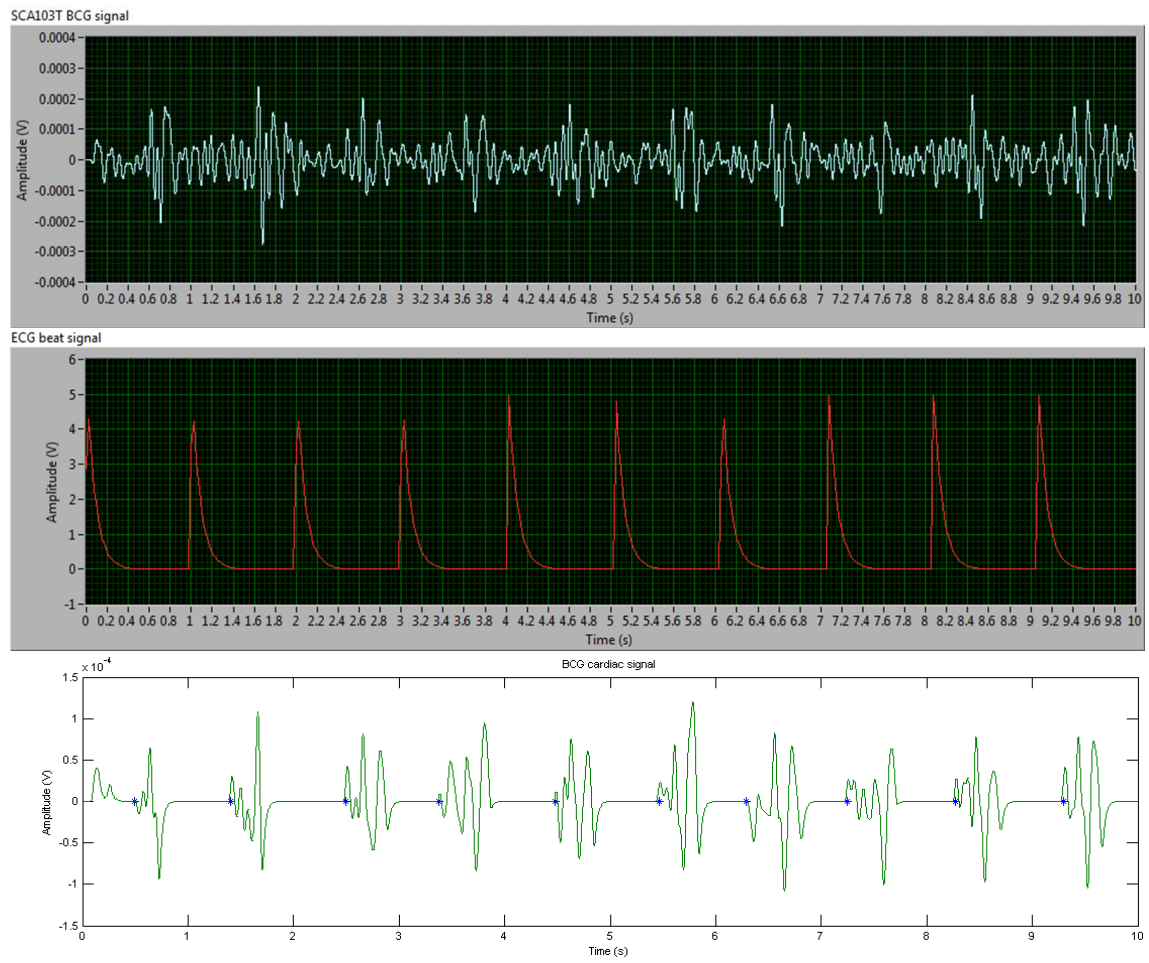


**Kuva G4:** Koehenkilö 04.

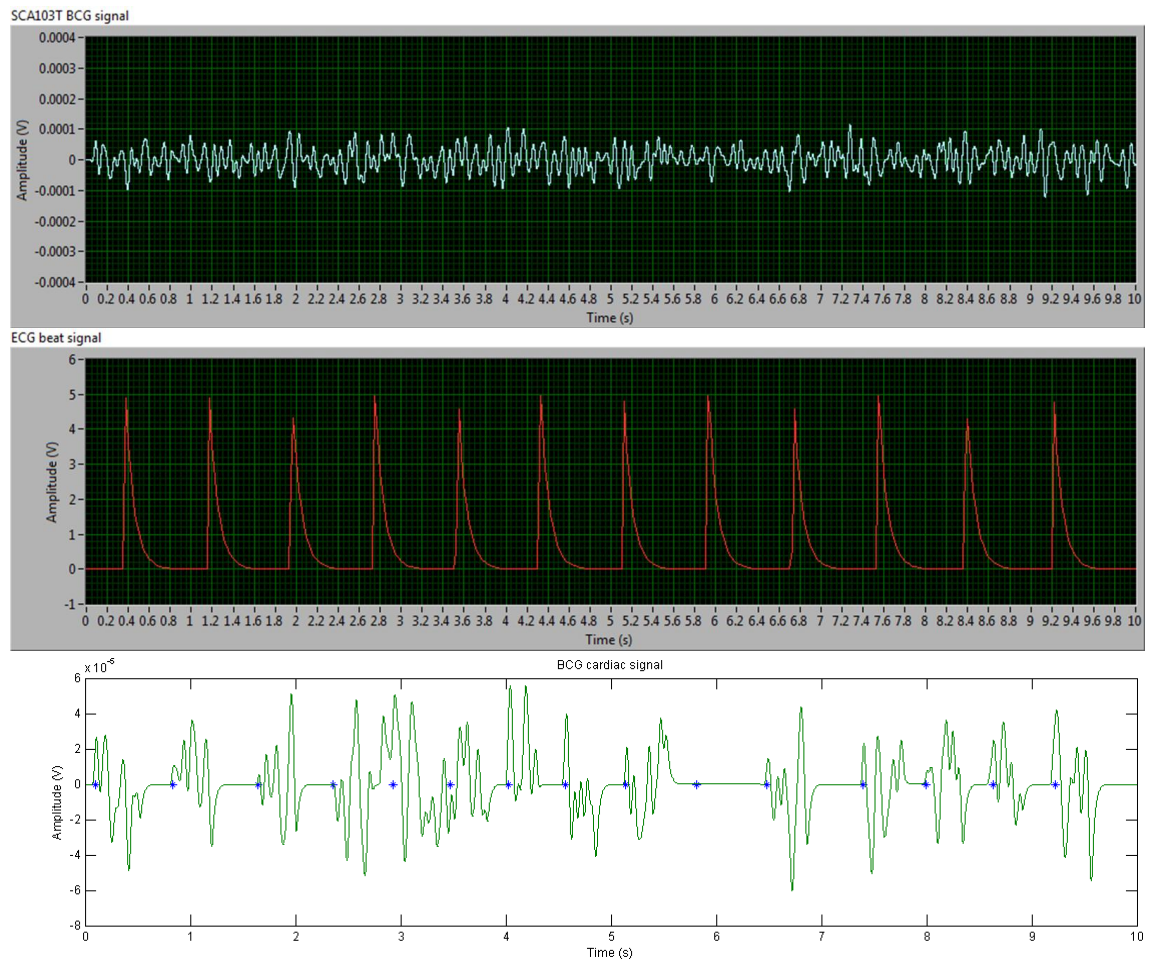


**Kuva G5:** Koehenkilö 05.

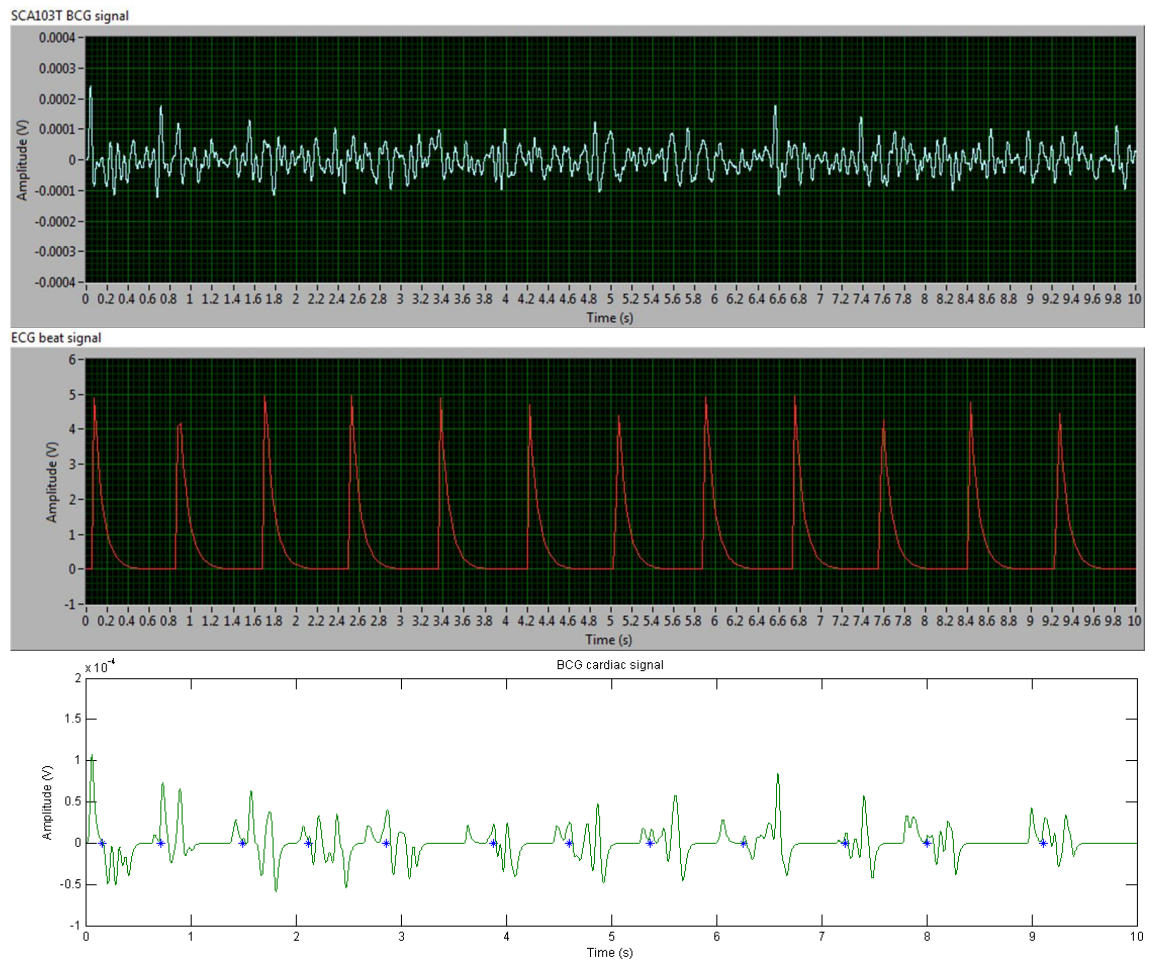




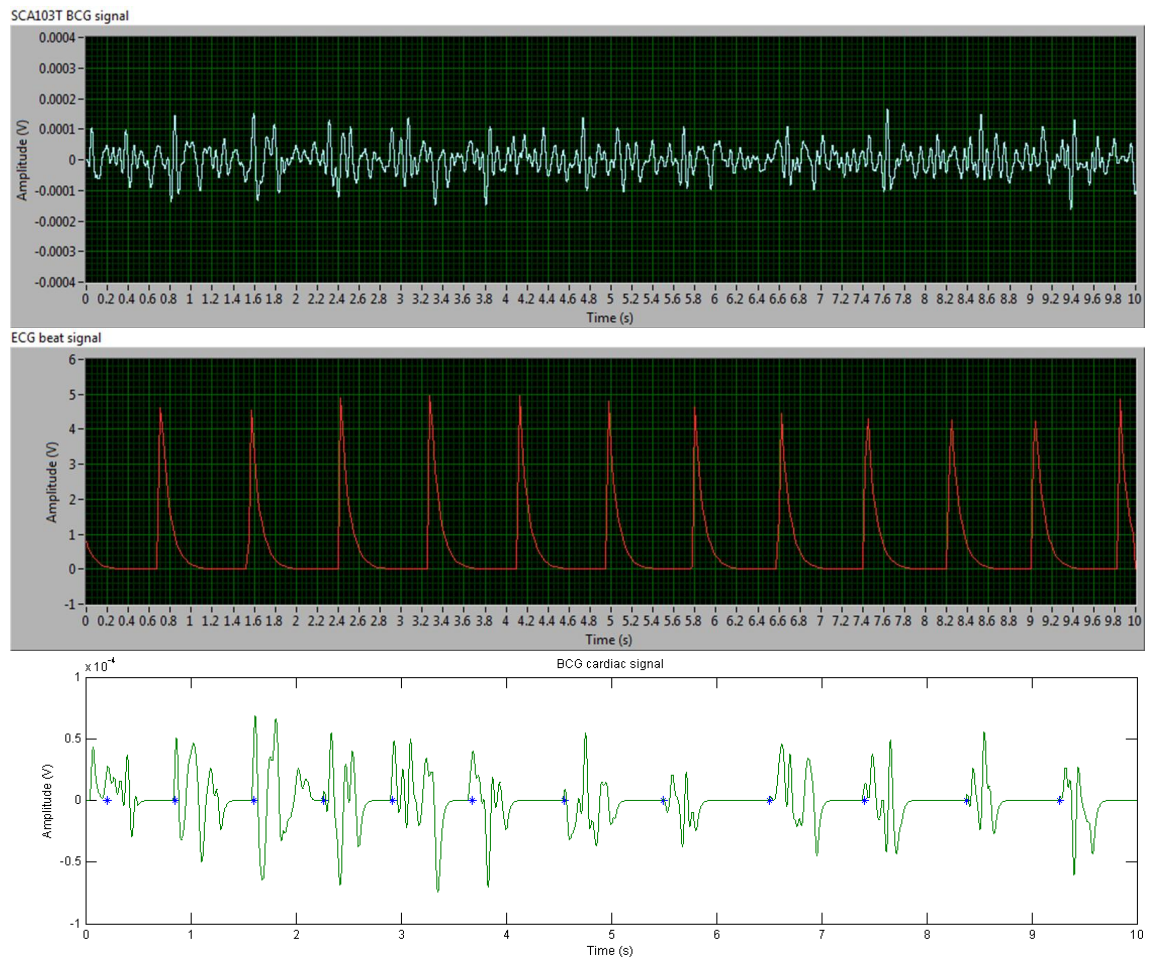
**Kuva G6:** Koehenkilö 06.



**Kuva G7:** Koehenkilö 07.

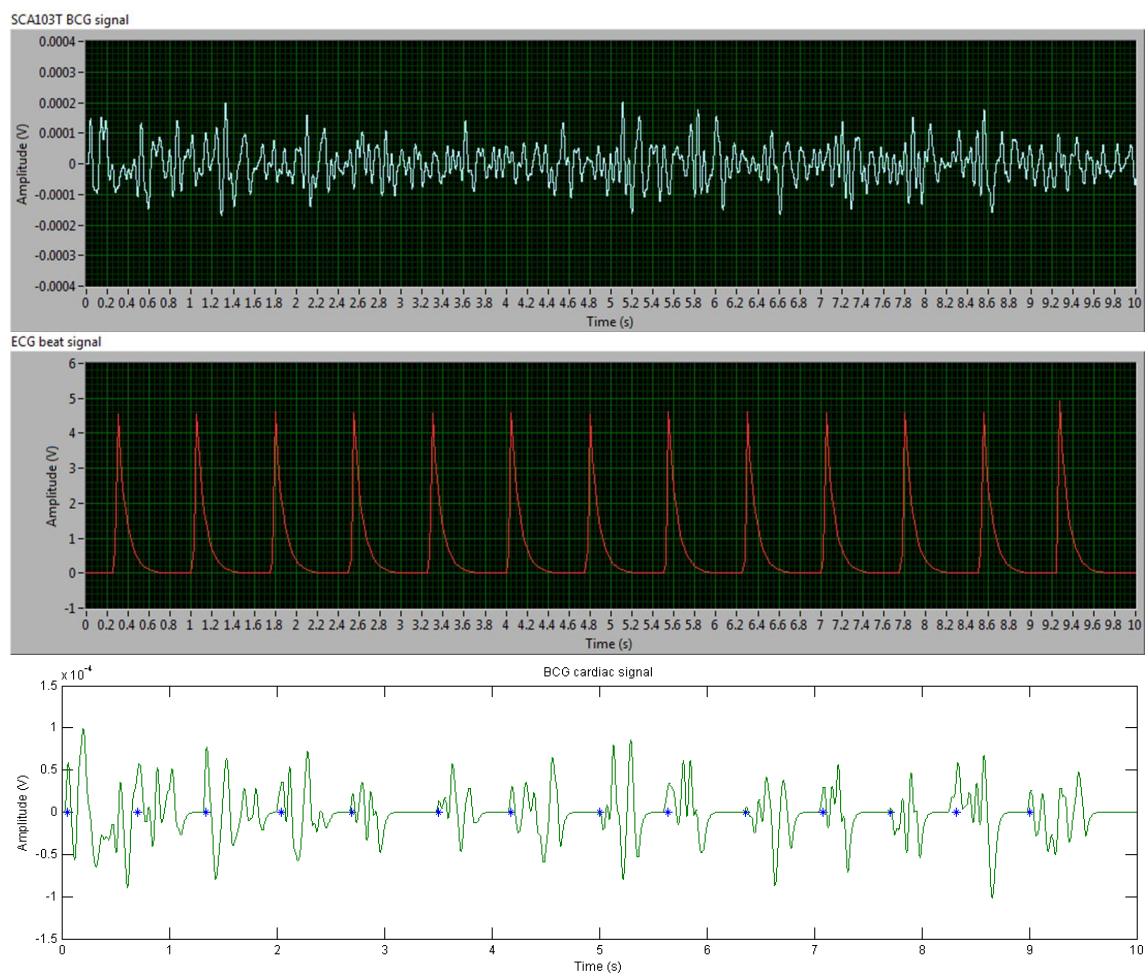


**Kuva G8:** Koehenkilö 08.



**Kuva G9:** Koehenkilö 09.





**Kuva G10:** Koehenkilö 10.

## Liite H: Mittauksissa havaitut sykemäärät

**Taulukko H1:** Koehenkilöiden mittausdatasta eri menetelmillä lasketut sykkeet.

Koehenkilön numero	Havaittujen sykkeiden lukumäärä		
	EKG	BKG (silmä- määräinen)	BKG (algoritminen)
01	11	11	11
02	10	10	11
03	13	13	12
04	11	10	12
05	13	12	12
06	10	10	10
07	12	8	14
08	12	11	11
09	11	11	11
10	13	13	13

## Liite I: BKG-signaalin sykepulssien amplitudit

**Taulukko I1:** Koehenkilön 01 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000122	-0,000109	0,000231
02	0,000094	-0,000086	0,000180
03	0,000125	-0,000111	0,000236
04	0,000152	-0,000171	0,000323
05	0,000201	-0,000147	0,000348
06	0,000163	-0,000119	0,000282
07	0,000161	-0,000110	0,000271
08	0,000122	-0,000097	0,000219
09	0,000150	-0,000103	0,000253
10	0,000164	-0,000131	0,000295
11	0,000164	-0,000164	0,000328

**Taulukko I2:** Koehenkilön 02 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000118	-0,000081	0,000199
02	0,000104	-0,000111	0,000215
03	0,000103	-0,000133	0,000236
04	0,000102	-0,000107	0,000209
05	0,000158	-0,000123	0,000281
06	0,000104	-0,000096	0,000200
07	0,000132	-0,000118	0,000250
08	0,000103	-0,000116	0,000219
09	0,000164	-0,000095	0,000259
10	0,000162	-0,000117	0,000279

**Taulukko I3:** Koehenkilön 03 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000126	-0,000135	0,000261
02	0,000187	-0,000142	0,000329
03	0,000317	-0,000229	0,000546
04	0,000225	-0,000150	0,000375
05	0,000221	-0,000138	0,000359
06	0,000130	-0,000106	0,000236
07	0,000191	-0,000090	0,000281
08	0,000239	-0,000176	0,000415
09	0,000263	-0,000137	0,000400
10	0,000221	-0,000122	0,000343
11	0,000154	-0,000112	0,000266
12	0,000181	-0,000129	0,000310
13	0,000249	-0,000165	0,000414

**Taulukko I4:** Koehenkilön 04 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000133	-0,000130	0,000263
02	0,000201	-0,000112	0,000313
03	0,000163	-0,000123	0,000286
04	0,000135	-0,000116	0,000251
05	0,000117	-0,000164	0,000281
06	0,000174	-0,000147	0,000321
07	0,000150	-0,000196	0,000346
08	0,000163	-0,000179	0,000342
09	0,000186	-0,000173	0,000359
10	0,000087	-0,000056	0,000143
11	0,000149	-0,000136	0,000285



**Taulukko I5:** Koehenkilön 05 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000074	-0,000107	0,000181
02	0,000144	-0,000126	0,000270
03	0,000126	-0,000137	0,000263
04	0,000119	-0,000081	0,000200
05	0,000097	-0,000086	0,000183
06	0,000113	-0,000139	0,000252
07	0,000114	-0,000121	0,000235
08	0,000134	-0,000099	0,000233
09	0,000127	-0,000113	0,000240
10	0,000156	-0,000129	0,000285
11	0,000098	-0,000138	0,000236
12	0,000090	-0,000145	0,000235
13	0,000073	-0,000079	0,000152

**Taulukko I6:** Koehenkilön 06 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000173	-0,000205	0,000378
02	0,000240	-0,000279	0,000519
03	0,000200	-0,000116	0,000316
04	0,000147	-0,000169	0,000316
05	0,000182	-0,000145	0,000327
06	0,000171	-0,000168	0,000339
07	0,000180	-0,000215	0,000395
08	0,000123	-0,000177	0,000300
09	0,000211	-0,000192	0,000403
10	0,000193	-0,000218	0,000411

**Taulukko I7:** Koehenkilön 07 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000067	-0,000074	0,000141
02	0,000093	-0,000090	0,000183
03	0,000087	-0,000088	0,000175
04	0,000106	-0,000092	0,000198
05	0,000077	-0,000093	0,000170
06	0,000071	-0,000095	0,000166
07	0,000042	-0,000071	0,000113
08	0,000082	-0,000103	0,000185
09	0,000115	-0,000061	0,000176
10	0,000095	-0,000080	0,000175
11	0,000103	-0,000124	0,000227
12	0,000055	-0,000093	0,000148

**Taulukko I8:** Koehenkilön 08 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000175	-0,000124	0,000299
02	0,000130	-0,000117	0,000247
03	0,000105	-0,000111	0,000216
04	0,000096	-0,000064	0,000160
05	0,000101	-0,000097	0,000198
06	0,000122	-0,000104	0,000226
07	0,000106	-0,000086	0,000192
08	0,000178	-0,000115	0,000293
09	0,000139	-0,000086	0,000225
10	0,000072	-0,000100	0,000172
11	0,000094	-0,000077	0,000171
12	0,000112	-0,000096	0,000208

**Taulukko I9:** Koehenkilön 09 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000146	-0,000136	0,000282
02	0,000152	-0,000132	0,000284
03	0,000130	-0,000122	0,000252
04	0,000139	-0,000087	0,000226
05	0,000109	-0,000148	0,000257
06	0,000138	-0,000103	0,000241
07	0,000108	-0,000094	0,000202
08	0,000110	-0,000098	0,000208
09	0,000168	-0,000104	0,000272
10	0,000149	-0,000074	0,000223
11	0,000131	-0,000161	0,000292

**Taulukko I10:** Koehenkilön 10 sykepulssien amplitudit.

Sykepulssi	Ylä-amplitudi $V_y$ (V)	Ala-amplitudi $V_a$ (V)	Pp-amplitudi $V_{pp}$ (V)
01	0,000142	-0,000107	0,000249
02	0,000198	-0,000170	0,000368
03	0,000160	-0,000140	0,000300
04	0,000109	-0,000105	0,000214
05	0,000140	-0,000090	0,000230
06	0,000134	-0,000113	0,000247
07	0,000202	-0,000163	0,000365
08	0,000172	-0,000150	0,000322
09	0,000109	-0,000164	0,000273
10	0,000136	-0,000144	0,000280
11	0,000151	-0,000132	0,000283
12	0,000177	-0,000160	0,000337
13	0,000099	-0,000091	0,000190

**Taulukko I11:** Koehenkilöiden keskimääräiset pp-amplitudit ja niiden virherajat.

Koehenkilön numero	Sykepulssien pp- amplitudiens otoskeskiarvo $\bar{V}_{pp}$ (V)	Keskiarvon keskivirhe $\Delta\bar{V}_{pp}$ (V)
01	0,000269636	0,000015578
02	0,000234700	0,000009835
03	0,000348846	0,000023308
04	0,000228077	0,000010723
05	0,000290000	0,000018109
06	0,000370400	0,000020870
07	0,000144500	0,000008293
08	0,000249000	0,000009498
09	0,000217250	0,000012911
10	0,000281385	0,000015488